



UNIVERSIDADE DA CORUÑA



Escola Politécnica Superior

Trabajo Fin de Máster

CURSO 2018/19

*ESTUDIO POR ELEMENTOS FINITOS DEL
COMPORTAMIENTO DE UNA PRÓTESIS
INTERVERTEBRAL IMPLANTADA EN LA REGIÓN
LUMBAR*

Máster en Ingeniería Industrial

ALUMNO

Víctor Caínzos López

TUTOR

Manuel López López

FECHA

JULIO 2019

Resumen

En este trabajo se realiza un modelo de elementos finitos de un segmento de movimiento de la columna lumbar, considerando una unidad funcional, formada por dos vértebras y un disco intervertebral. Este modelo se evalúa con respecto a datos clínicos para comprobar que su funcionalidad se adapta a condiciones fisiológicas y se analiza su comportamiento biomecánico en tres configuraciones diferentes: estado sano, estado degenerado tratado por artrodesis con prótesis fija y estado degenerado tratado con artroplastia con prótesis móvil.

Resumen

Neste traballo realízase un modelo de elementos finitos dun segmento de movemento da columna vertebral, considerando unha unidade funcional, formada por dúas vértebras e un disco intervertebral. Este modelo evalúase con respecto a datos clínicos para comprobar que a súa funcionalidade se adapta a condición fisiológicas e se analiza o seu comportamento biomecánico en tres configuracións diferentes: estado sano, estado dexenerado tratado por artrodesis con prótesis fixa e estado dexenerado tratado con artroplastia con prótesis móbil.

Abstract

This work makes a finite element model of a lumbar spine movement segment, considering a functional unit, formed by two vertebrae and an intervertebral disc. This model is evaluated according to clinical data to verify functionality adapted to physiological conditions and biomechanical behavior is analyzed over three different configurations: healthy condition, degenerated condition treated by arthrodesis with fixed prosthesis and degenerated condition treated by arthroplasty with mobile prosthesis.

Agradecimientos

Me gustaría agradecer a todas aquellas personas que me han dado su apoyo y me han ayudado durante el proceso de escritura de este trabajo.

Gracias a mi tutor de la Escuela Politécnica Superior de Ferrol, Manuel López López, por haber supervisado con detalle todos los progresos y haber marcado las directrices de mi trabajo.

Índice

CAPÍTULO 1. INTRODUCCIÓN Y ANTECEDENTES	10
1.1 <i>Revisión anatómica y biomecánica de la columna vertebral lumbar</i>	10
1.2 <i>Fisiopatología del disco intervertebral</i>	16
1.2.1 Complejo articular triple	16
1.2.2 Dolor de espalda	17
1.2.3 La degeneración del disco intervertebral	18
1.3 <i>Tratamientos quirúrgicos para la degeneración del disco</i>	20
1.3.1 Terapia y cirugía de la columna vertebral	20
1.3.2 La artrodesis	20
1.3.3 La artroplastia	22
1.4 <i>Fundamentos del estudio</i>	23
1.4.1 Comparación biomecánica de segmentos lumbares alterados quirúrgicamente	23
1.4.2 Recurso de la modelación numérica	24
CAPÍTULO 2. CONSTRUCCIÓN DEL MODELO	25
2.1 <i>Geometría de los componentes</i>	25
2.1.1 Vértebra	25
2.1.2 Disco intervertebral	26
2.1.3 Jaula intervertebral	27
2.1.4 Disco intervertebral artificial	28
2.2 <i>Propiedades materiales</i>	29
2.2.1 Hueso cortical	29
2.2.2 Hueso esponjoso	29
2.2.3 Anillo fibroso	29
2.2.4 Fibras del anillo	29
2.2.5 Núcleo pulposo	30
2.2.6 Jaula intervertebral	30
2.2.7 Disco artificial	30
2.3 <i>Resumen de las propiedades materiales de los componentes</i>	30
2.4 <i>Ensamblaje e interacciones</i>	31
2.4.1 Hueso cortical y esponjoso	31
2.4.2 Interfaces del disco	32
2.4.3 Articulaciones facetarias	33
2.4.4 Jaula intervertebral y disco artificial	33
2.4.5 Ligamentos intervertebrales	35

<i>2.5 Resumen de la generación del mallado de las partes</i>	39
<i>2.6 Configuraciones finales</i>	40
2.6.1 Sano	40
2.6.2 Artrodesis	41
2.6.3 Artroplastia	42
CAPÍTULO 3. PROTOCOLO DE SIMULACIÓN	43
3.1 Cargas y condiciones de contorno	43
3.2 Escenario de validación	43
3.3 Escenario de estudio	45
CAPÍTULO 4. RESULTADOS OBTENIDOS	49
4.1 Validación	49
4.2 Casos de estudio	50
4.2.1 Flexión	50
4.2.2 Flexión lateral	54
4.2.3 Rotación axial	58
CAPÍTULO 5. CONCLUSIONES	62
BIBLIOGRAFÍA	63
BIBLIOGRAFÍA WEB	66

Índice de Figuras

Figura 1: División de una vértebra lumbar en sus tres componentes funcionales	10
Figura 2: Sección lateral de un cuerpo vertebral	11
Figura 3: Vértebra	11
Figura 4: Núcleo pulposo y anillo fibroso	12
Figura 5: Ligamentos vertebrales	13
Figura 6: Músculo psoas mayor.....	13
Figura 7: Músculos laterales intertransversos	14
Figura 8: Músculo cuadrado lumbar	14
Figura 9: Columna vertebral lumbar	15
Figura 10: Grados de libertad de una unidad funcional vertebral; x, dirección lateral; y, dirección vertical; z, dirección sagital; xy, plano frontal; yz, plano sagital; zx, plano transversal	16
Figura 11: Articulaciones facetarias y disco intervertebral	17
Figura 12: Inervación del disco intervertebral	18
Figura 13: Hernia discal	19
Figura 14: Jaula SynCage-LR, J&J Depuy Synthes, originalmente Synthes (West Chester, PA) ..	21
Figura 15: Implantación de la jaula SynCage-LR y fijación con tornillos pediculares/laminares	21
Figura 16: Disco artificial Prodisc y Maverick respectivamente.....	23
Figura 17: Vértebra modelada con SolidWorks	25
Figura 18: Representación y mallado de la vértebra en Abaqus	26
Figura 19: Disco intervertebral modelado con SolidWorks	26
Figura 20: Representación y mallado del disco en Abaqus	27
Figura 21: Jaula de fusión intervertebral modelada con SolidWorks	27
Figura 22: Representación y mallado de la jaula de fusión en Abaqus.....	28
Figura 23: Disco intervertebral artificial modelado con SolidWorks	28
Figura 24: Representación del disco intervertebral artificial en Abaqus	29
Figura 25: Representación del hueso esponjoso y cortical (sección lateral)	32
Figura 26: Representación del anillo, las fibras cartilaginosas y el núcleo	33
Figura 27: Representación de la jaula de fusión rellena de hueso esponjoso compactado	34
Figura 28: Representación de las partes del disco artificial	34
Figura 29: Representación de las prótesis y el anillo fibroso original.....	35
Figura 30: Comportamiento no lineal de los ligamentos	36
Figura 31: Representación de los ligamentos (sección lateral).....	38
Figura 32: Representación de la fijación posterior	38
Figura 33: Representación de la fijación entre las vértebras en el modelo con jaula de fusión	39
Figura 34: Representación del modelo sano.....	40
Figura 35: Representación del modelo con jaula de fusión	41
Figura 36: Representación del modelo con disco artificial	42
Figura 37: Ensayo a compresión de la columna lumbar [21]	43
Figura 38: Ensayo a compresión de un segmento de movimiento lumbar [21]	44
Figura 39: Cargas y condiciones de contorno en el escenario de validación (modelo sano).....	45
Figura 40: Cargas y condiciones de contorno en el escenario de estudio (modelo sano).....	46
Figura 41: Cargas y condiciones de contorno en el escenario de estudio (modelo artrodesis) .	47
Figura 42: Cargas y condiciones de contorno en el escenario de estudio (modelo artroplastia)	48
Figura 43: Compresión axial frente a desplazamiento vertical para los segmentos de movimiento analizados en el escenario de validación: Test 3 (L2-L3), Test 4 (L4-L5), Test 5 (L1-L2) y Test 6 (L3-L4).....	49
Figura 44: Compresión axial frente a desplazamiento vertical para el modelo sano en Abaqus .	49
Figura 45: Tensión de Von Mises en el modelo sano en flexión	50

Figura 46: Tensión de Von Mises en el disco sano en flexión	50
Figura 47: Tensión de Von Mises en el modelo con artrodesis en flexión.....	51
Figura 48: Tensión de Von Mises en la jaula de fusión en flexión	51
Figura 49: Tensión de Von Mises en el modelo con artroplastia en flexión	52
Figura 50: Tensión de Von Mises en el disco artificial en flexión.....	52
Figura 51: Grados de inclinación en flexión	53
Figura 52: Movilidad en flexión normalizada con el modelo sano	53
Figura 53: Tensión de Von Mises en el modelo sano en flexión lateral.....	54
Figura 54: Tensión de Von Mises en el disco sano en flexión lateral.....	54
Figura 55: Tensión de Von Mises en el modelo con artrodesis en flexión lateral	55
Figura 56: Tensión de Von Mises en la jaula de fusión en flexión lateral	55
Figura 57: Tensión de Von Mises en el modelo con artroplastia en flexión lateral.....	56
Figura 58: Tensión de Von Mises en el disco artificial en flexión lateral	56
Figura 59: Grados de inclinación en flexión lateral.....	57
Figura 60: Movilidad en flexión lateral normalizada con el modelo sano	57
Figura 61: Tensión de Von Mises en el modelo sano en rotación axial	58
Figura 62: Tensión de Von Mises en el disco sano en rotación axial	58
Figura 63: Tensión de Von Mises en el modelo con artrodesis en rotación axial.....	59
Figura 64: Tensión de Von Mises en la jaula de fusión en rotación axial	59
Figura 65: Tensión de Von Mises en el modelo con artroplastia en rotación axial	60
Figura 66: Tensión de Von Mises en el disco artificial en rotación axial.....	60
Figura 67: Grados de inclinación en rotación axial	61
Figura 68: Movilidad en rotación axial normalizada con el modelo sano.....	61

Índice de Tablas

Tabla 1: Propiedades de los componentes	31
Tabla 2: Propiedades de los ligamentos [9], [10], [24], [35], [38].....	37
Tabla 3: Mallado de las partes	39
Tabla 4: Cargas aplicadas en los casos de estudio [27], [37]	45

Objetivos

El objetivo principal de este estudio es desarrollar un modelo de elementos finitos que permita comparar el comportamiento de un segmento de movimiento lumbar, considerando una unidad funcional, compuesta por dos vértebras y un disco intervertebral, en tres configuraciones diferentes.

Estas configuraciones incluyen un segmento sano que será objeto de validación y dos segmentos tratados quirúrgicamente por artrodesis y artroplastia respectivamente, en los que el disco intervertebral se ha eliminado parcialmente y restaurado por una prótesis intervertebral.

La construcción del modelo se lleva a cabo para estar tan cerca de las condiciones fisiológicas reales como sea posible y el protocolo de simulación al que se somete es idéntico para las tres configuraciones. El interés es ser capaz de entender y comparar, relativamente a un segmento de movimiento sano, las alteraciones biomecánicas de uno tratado por artrodesis y artroplastia.

CAPÍTULO 1. INTRODUCCIÓN Y ANTECEDENTES

1.1 Revisión anatómica y biomecánica de la columna vertebral lumbar

Conceptualmente, una vértebra lumbar se puede dividir en tres componentes funcionales. Estos son el cuerpo vertebral, los pedículos y los elementos posteriores. Cada uno de estos componentes desarrollan una función única, pero juntos contribuyen a la integridad funcional de toda la vértebra.

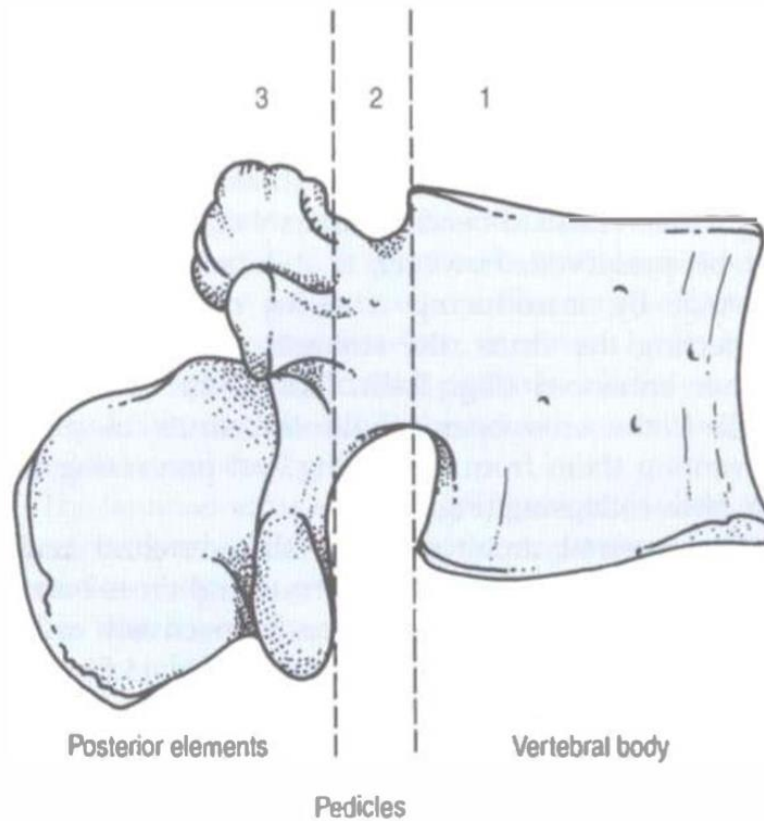


Figura 1: División de una vértebra lumbar en sus tres componentes funcionales

El cuerpo vertebral desempeña la función de soporte del peso aplicado a la vértebra y está perfectamente diseñado para este propósito, lo que se refleja en su estructura interna. Está formado por una cáscara de hueso cortical o compacto que rodea una cavidad de hueso trabecular o esponjoso. Las ventajas de este diseño se comprueban en una mayor ligereza estructural que resulta ideal para soportar cargas estáticas y dinámicas aplicadas longitudinalmente.

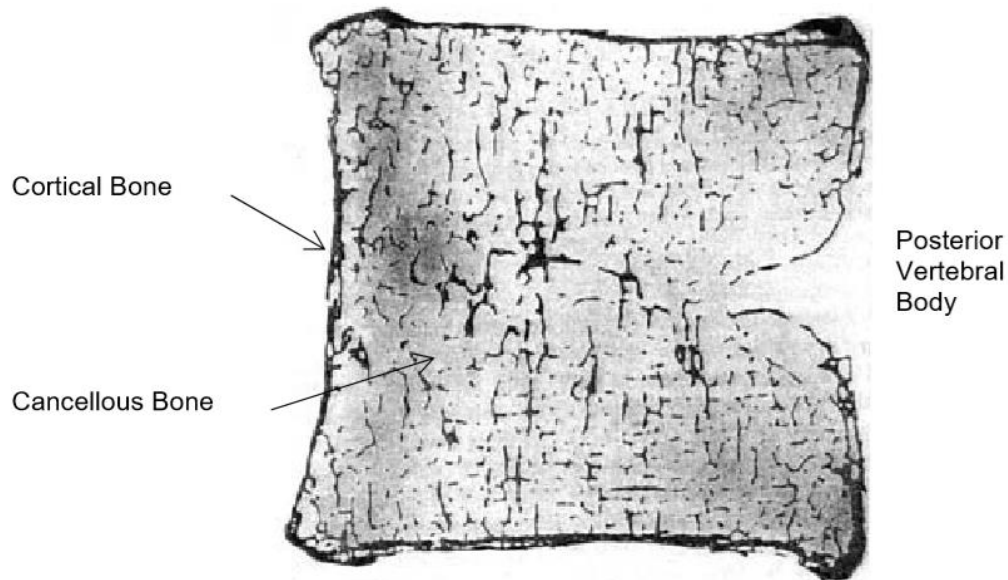


Figura 2: Sección lateral de un cuerpo vertebral

Los elementos posteriores de una vértebra son las láminas, las apófisis articulares y las apófisis espinosas. En conjunto, forman una masa irregular de hueso, con varias partes salientes que sobresalen en todas las direcciones. Esto se debe especialmente a la adaptación de los elementos posteriores para soportar las diferentes fuerzas que actúan sobre una vértebra.

Los pedículos son la conexión entre los elementos posteriores y los cuerpos vertebrales. Como se describió anteriormente, los cuerpos están diseñados para la carga de peso, pero son vulnerables a los deslizamientos o movimientos de torsión, mientras que los elementos posteriores están adaptados para recibir diversos esfuerzos. Todas las fuerzas a las que se someten cualquiera de los elementos posteriores se canalizan hacia los pedículos, que a su vez transmiten estas fuerzas a los cuerpos vertebrales. A la apertura formada por la parte posterior del cuerpo, los pedículos y las láminas vertebrales se le conoce por el nombre de agujero vertebral o foramen.

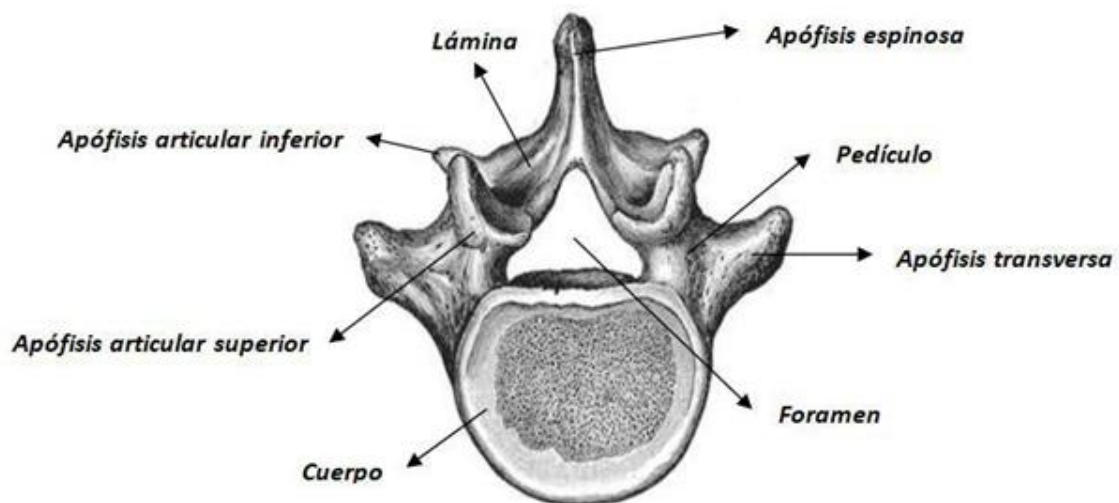


Figura 3: Vértebra

Cada disco intervertebral consiste en dos componentes básicos: un núcleo central pulposo rodeado por un anillo fibroso. El núcleo pulposo es una masa semifluida de material viscoso que se compone de células de cartílago y fibras de colágeno dispuestas irregularmente. Su naturaleza le permite deformarse bajo presión aplicada y transmitirla en todas las direcciones de manera hidrostática. El anillo está constituido por fibras de colágeno concéntricas que se disponen en láminas inmersas en un gel de proteoglicanos, las capas más internas del anillo conforman una cápsula o envoltura alrededor del núcleo que ayudan a retenerlo. Desde el punto de vista biológico, tanto el núcleo como el anillo fibroso son parecidos: los dos contienen agua, colágeno y proteoglicanos. Las diferencias están en las concentraciones relativas de estos componentes y en el tipo de colágeno que predomina en cada uno de ellos. Así, mientras que en el núcleo se encuentran sobre todo fibras de colágeno de tipo II, de naturaleza elástica, en el anillo hay una gran concentración de colágeno tipo I, capaz de soportar tensiones.

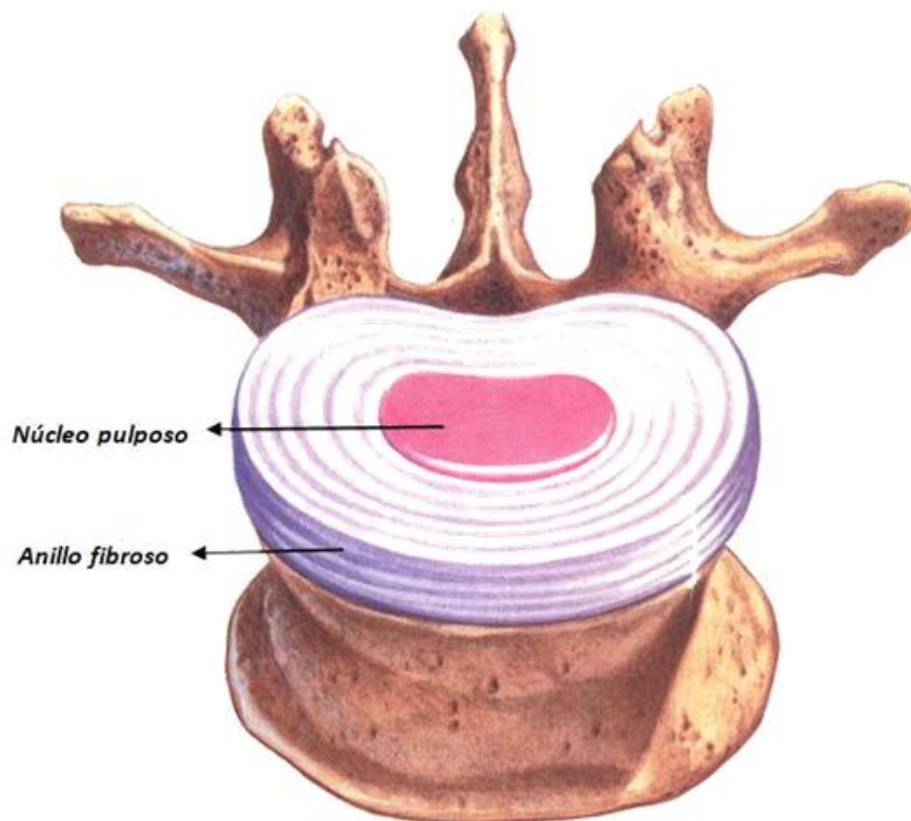


Figura 4: Núcleo pulposo y anillo fibroso

Los cuerpos vertebrales se interconectan entre sí por los ligamentos longitudinales anterior y posterior. Las apófisis articulares forman las articulaciones facetarias, también conocidas por el nombre de cigapofisarias, entre dos vértebras adyacentes. Y los elementos posteriores se mantienen unidos por los ligamentos flavo, interespinoso, supraespinoso, intertransverso y capsulares facetarios.

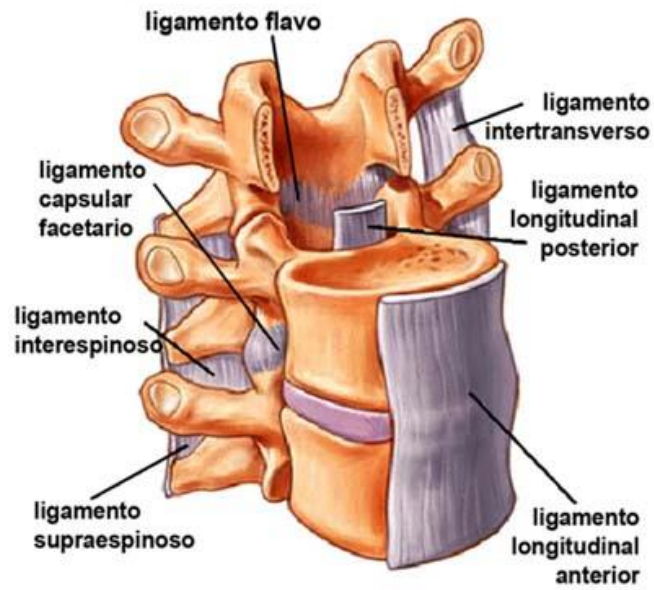


Figura 5: Ligamentos vertebrales

La columna lumbar está rodeada de músculos que, con fines descriptivos y por motivos funcionales, pueden dividirse en tres grupos. El músculo psoas mayor, que cubre la parte anterolateral de la columna; los músculos laterales intertransversos, que conectan y cubren la parte transversal en sentido anterior; y el músculo cuadrado lumbar que cubre la parte posterior de la columna.



Figura 6: Músculo psoas mayor

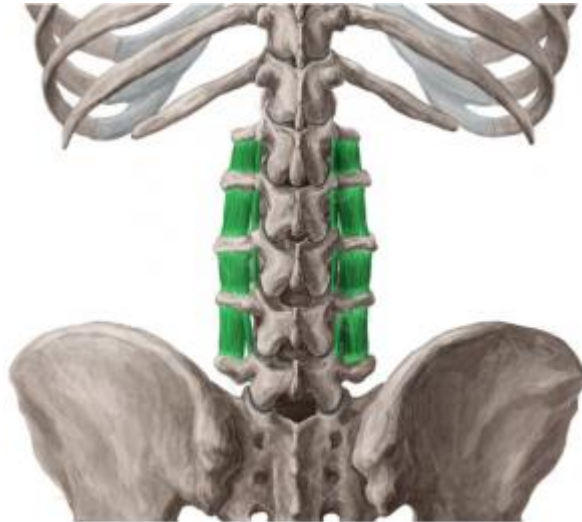


Figura 7: Músculos laterales intertransversos

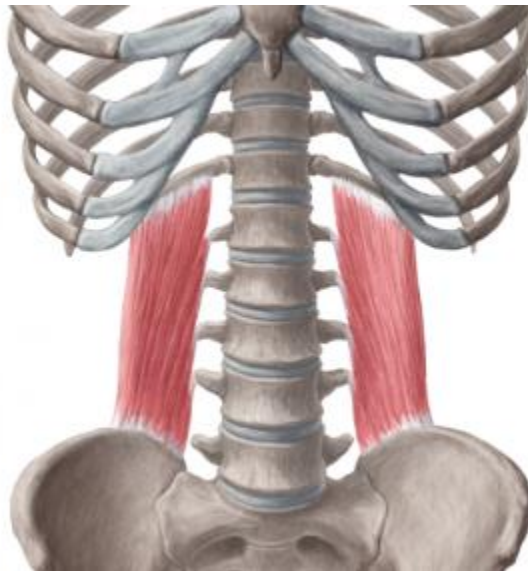


Figura 8: Músculo cuadrado lumbar

La columna lumbar se constituye por cinco vértebras lumbares nombradas de arriba a abajo, articuladas según los discos intervertebrales y las articulaciones facetarias. A pesar de que estas se pueden movilizar entre sí para formar una columna recta, esta no es la posición natural de la columna lumbar en posición erguida. La razón de esto es que el sacro, sobre el que descansa la columna lumbar, se inclina hacia delante, de modo que su superficie superior está inclinada hacia abajo y hacia delante, formando un ángulo aproximado de entre 42 y 45 grados con el plano vertical. Gracias a la forma del disco intervertebral lumbosacro y el cuerpo vertebral L5 se consigue una curvatura natural que se extiende en la columna lumbar mediante la inclinación de las vértebras superiores.

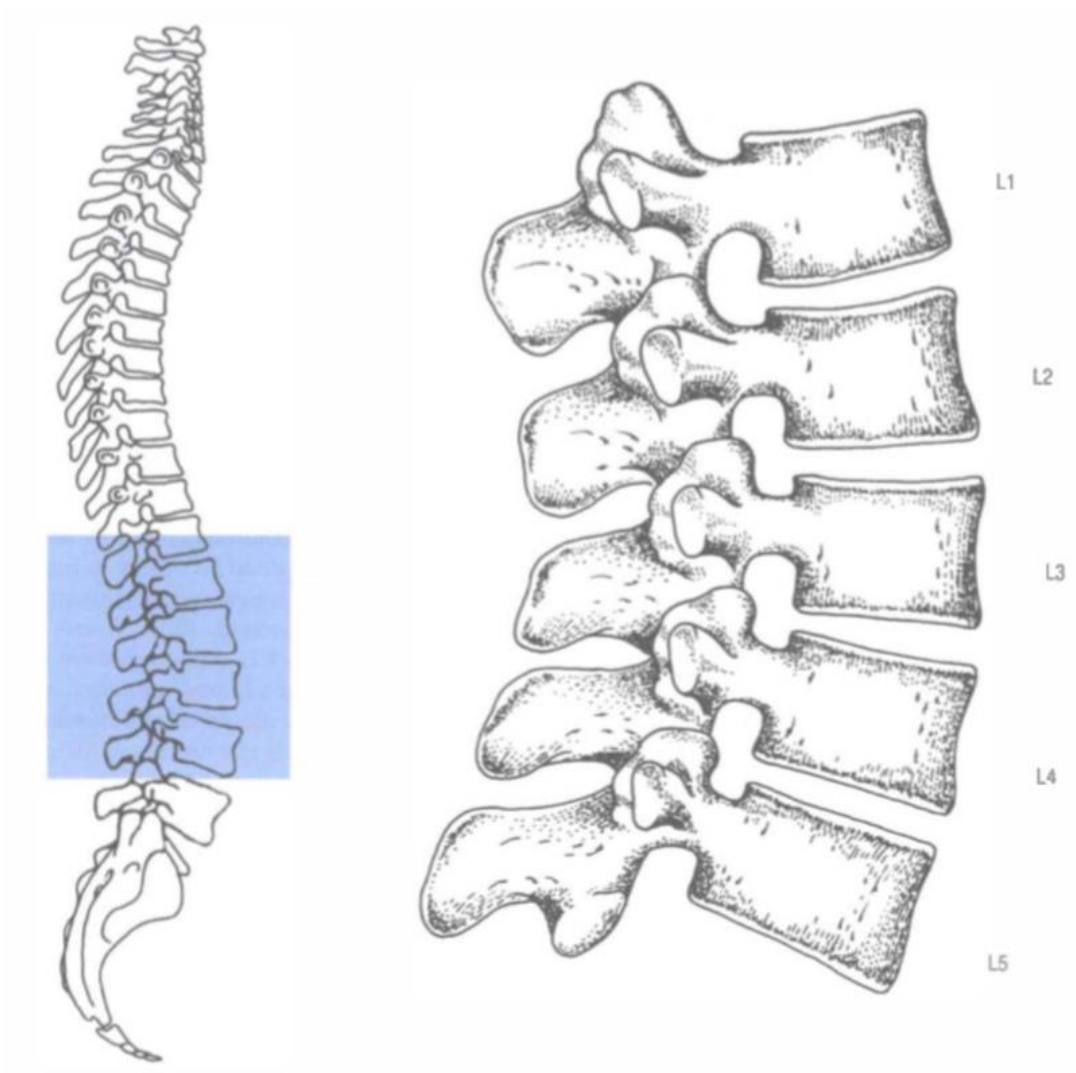


Figura 9: Columna vertebral lumbar

Los principales movimientos que presentan la columna lumbar y sus articulaciones individuales son de compresión axial (desplazamiento negativo en la dirección vertical), flexión (rotación positiva alrededor de la dirección lateral), extensión (rotación negativa alrededor de la dirección lateral), rotación axial (rotación alrededor de la dirección vertical) y flexión lateral (rotación alrededor de la dirección sagital). La traslación horizontal no se produce naturalmente como un movimiento aislado puro, sino que participa en la rotación axial. Estos movimientos se muestran en la siguiente figura.

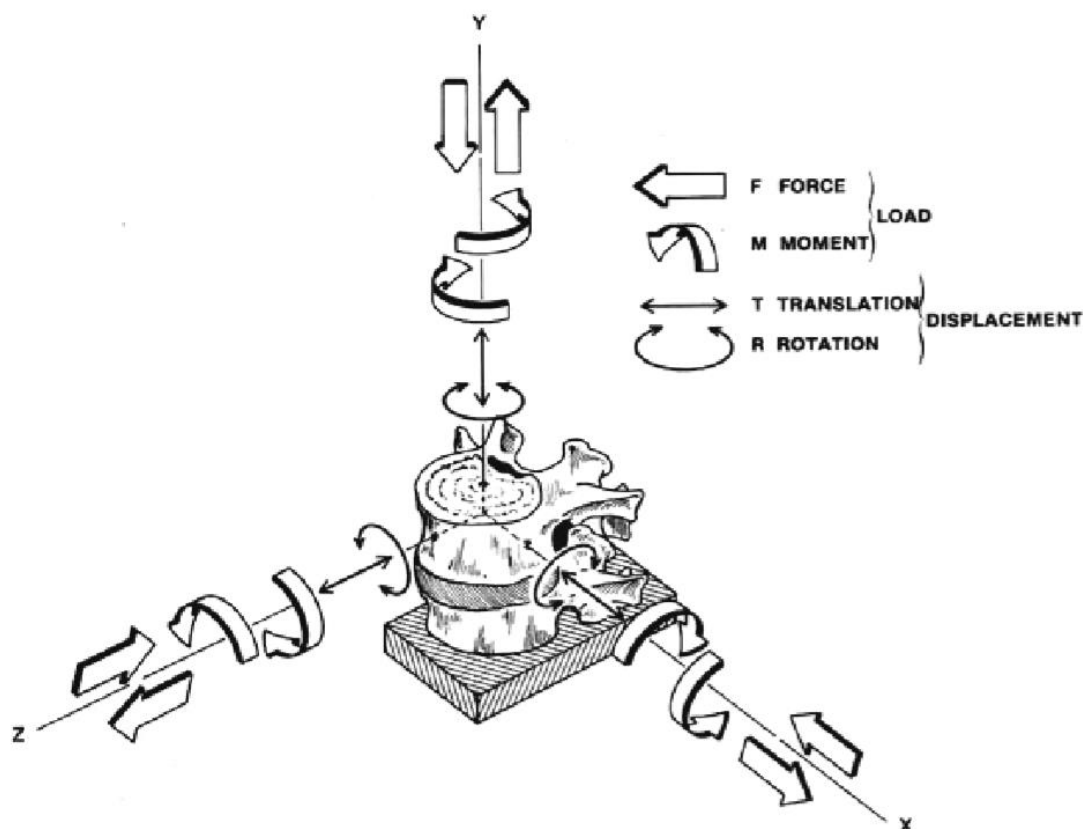


Figura 10: Grados de libertad de una unidad funcional vertebral; x, dirección lateral; y, dirección vertical; z, dirección sagital; xy, plano frontal; yz, plano sagital; zx, plano transversal

La compresión axial es el movimiento que se produce durante la carga de peso en la postura vertical, o como resultado de la contracción de los músculos de la espalda longitudinales. Tanto el anillo fibroso y núcleo pulposo soportan la carga y la transmiten a las vértebras.

Durante la flexión y extensión tanto las articulaciones facetarias como los propios ligamentos capsulares juegan un papel importante en el mantenimiento de la estabilidad de la columna vertebral, teniendo en cuenta que el movimiento en las articulaciones es contrario en cada caso y por lo tanto las tensiones en los ligamentos también.

La rotación axial de la columna vertebral lumbar implica la torsión de los discos intervertebrales y la reacción de contacto de las articulaciones facetarias. Las fibras del anillo orientadas hacia la dirección de rotación se tensan y las articulaciones y ligamentos posteriores protegen al disco frente a la rotación excesiva.

La flexión lateral no se trata de simples movimientos laterales. Se trata de una combinación compleja y variable de inclinación lateral y movimientos rotatorios entre los cuerpos vertebrales y las articulaciones facetarias.

1.2 Fisiopatología del disco intervertebral

1.2.1 Complejo articular triple

El disco intervertebral es uno de los elementos constitutivos más importantes de una unidad funcional de la columna vertebral. Su estructura compleja permite la movilidad significativa entre dos vértebras adyacentes a la vez que transmite considerables cargas de compresión de una a otra. El disco intervertebral, en consecuencia, es el foco de interés de numerosos estudios

biomecánicos y bioquímicos. La columna vertebral se compone de tres partes principales que proporcionan una articulación de triple conexión entre dos vértebras adyacentes. Este complejo articular triple está formado por un disco intervertebral y dos facetas articulares.

Se conoce que las articulaciones facetarias tienen un papel importante en la estabilidad de la columna vertebral, en la restricción de su movilidad, y en el reparto de la carga entre los elementos anterior y posterior de una unidad funcional. En algunos grados de libertad, el reparto de carga entre el disco intervertebral y las articulaciones puede ser muy importante, y en consecuencia los elementos articulares pueden resultar interdependientes en sus patologías. Por ejemplo, la reducción del espacio intervertebral inducida por la extirpación total o parcial del disco o por la degeneración natural del mismo, conlleva cargas anormales en las facetas, que pueden conducir a otros cambios degenerativos y al dolor de espalda baja.

En conclusión, las interrelaciones entre el disco y las facetas articulares de una unidad funcional son significativas y se puede suponer que cualquier intervención en estos elementos es probable que provoque grandes cambios en la biomecánica natural de la columna y pueda contribuir a otras complicaciones.

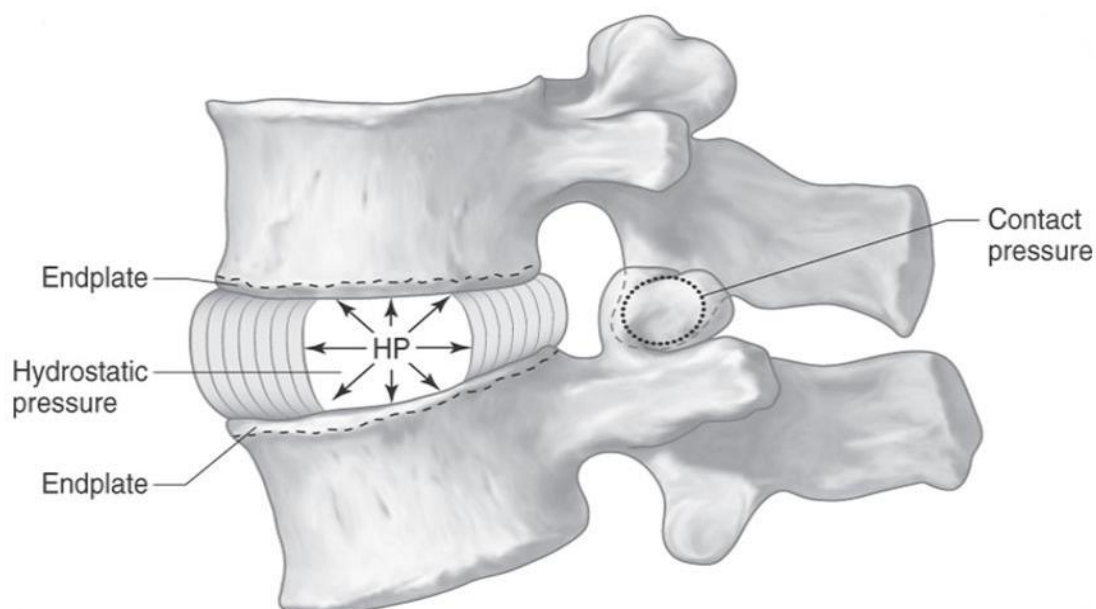


Figura 11: Articulaciones facetarias y disco intervertebral

1.2.2 Dolor de espalda

Los mecanismos del dolor de espalda baja son difíciles de identificar y continúan siendo en su mayor parte desconocidos. Por un lado, los cambios biomecánicos inducidos por numerosas enfermedades degenerativas o traumatismos de la columna lumbar son bien conocidos. Por otro lado, la estructura de las inervaciones sensoriales en la columna lumbar, que es una fuente potencial del dolor de espalda baja, también es bien conocida. Sin embargo, las causas y efectos se relacionan más con las expectativas que con la verdadera comprensión.

El nervio sinuvertebral, a partir de cada raíz nerviosa espinal, inerva la mayor parte de los elementos constitutivos de cada unidad funcional. En consecuencia, prácticamente cualquier tejido duro en la columna lumbar puede ser una fuente potencial del dolor de espalda. Las capas externas del anillo fibroso, el hueso cortical y esponjoso, y el conjunto de ligamentos

intervertebrales están inervados. Los únicos elementos que no pueden ser una fuente de dolor son las capas internas del anillo fibroso, el núcleo pulposo y el cartílago articular de las facetas.

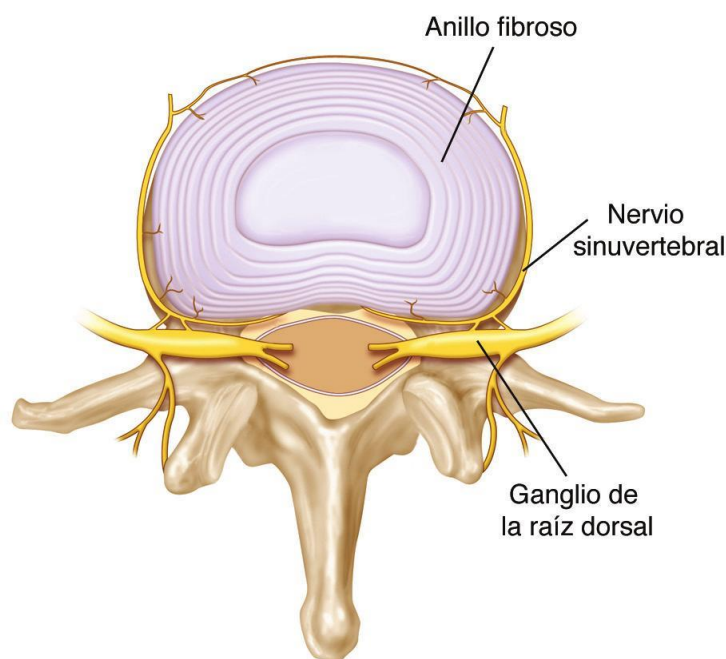


Figura 12: Inervación del disco intervertebral

En casos individuales, es difícil identificar claramente el problema y aplicar el tratamiento adecuado para el dolor de espalda de un paciente. Además, se sugiere que los tratamientos que tienen como objetivo aliviar el dolor a través de una modificación de la estructura y la biomecánica espinal, específicamente los tratamientos quirúrgicos, pueden ser peligrosos. En efecto, teniendo en cuenta la fuerte interdependencia de los elementos intervertebrales discutidos anteriormente, estos tratamientos pueden simplemente transferir el dolor de un área a otra.

1.2.3 La degeneración del disco intervertebral

El disco intervertebral es el primer componente entre los elementos constitutivos de una unidad funcional con más probabilidades de degenerarse. Este proceso es totalmente natural y comienza ya en la segunda década de la vida con alteraciones bioquímicas. Las primeras modificaciones del envejecimiento son la pérdida de agua y desorganización de colágeno, que inducen una disminución de la altura del disco. Al mismo tiempo, la reducción del suministro de nutrientes a las células del disco, debido a la calcificación de las placas terminales cartilaginosas, resulta en fallos en el tejido que se manifiestan en el núcleo. El siguiente paso del proceso de la degeneración natural ocurre durante la tercera o cuarta década de la vida y se compone de alteraciones macroscópicas, como fisuras de las capas del anillo fibroso y el desplazamiento radial del material del núcleo. Esto es seguido por un abultamiento general del disco, ciertos casos de abultamiento local más pronunciado, también son conocidos como hernia de disco.

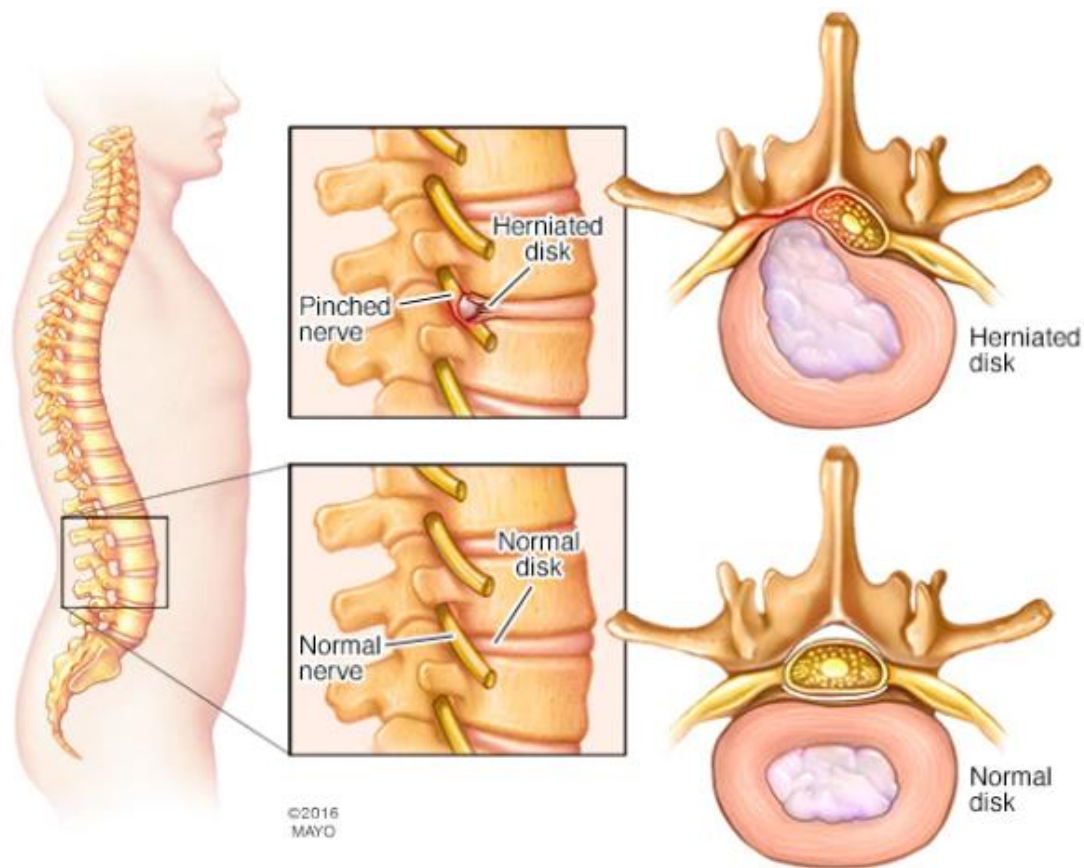


Figura 13: Hernia discal

Con todo esto, la degeneración está también ligada a la vascularización y la innervación de tejidos interiores del disco, originalmente avasculares y no innervados. El disco en consecuencia puede ser objeto de inflamaciones e infecciones, y puede desarrollar una red de innervación sensorial que lo convierte en una fuente significativa de dolor. La intensidad de la degeneración del disco intervertebral también depende de otros aspectos, como son eventos traumáticos agudos o factores mecánicos, nutricionales y genéticos. En este trabajo se tienen en cuenta consideraciones biomecánicas.

Es importante señalar, sin embargo, que la degeneración del disco puede ocurrir sin ningún tipo de dolor sintomático. El dolor lumbar de la degeneración del disco intervertebral se puede sentir directamente a través de esta innervación adicional del propio disco, combinado con una alteración biomecánica de la columna vertebral.

Otra fuente común del dolor de espalda baja es la sensibilización del sistema nervioso central. La radiculopatía, a menudo inducida por eventos mecánicos, como una hernia de disco, se caracteriza por la inflamación intraneural e hipersensibilidad. Desde un punto de vista más general, se puede afirmar que las alteraciones bioquímicas y biomecánicas del disco tienen, directa o indirectamente, efectos significativos sobre el dolor de espalda baja. De hecho, la degeneración del disco intervertebral precede y parece enfatizar la degeneración de los diversos elementos constitutivos de la unidad funcional vertebral.

1.3 Tratamientos quirúrgicos para la degeneración del disco

1.3.1 Terapia y cirugía de la columna vertebral

En la medida de lo posible, es preferible la utilización de tratamientos conservadores para la degeneración del disco, esto es, terapia física, relajación, apoyos, o incluso el bloqueo del nervio a través de inyecciones espinales. Sin embargo, el éxito de estos tratamientos es relativo, ya que los primeros síntomas clínicos generalmente se producen cuando la degeneración del disco ya está muy avanzada. Si el tratamiento conservador no alivia los síntomas clínicos, como el dolor, déficit sensorial o déficit motor, entonces se debe recurrir a tratamientos quirúrgicos.

Más allá de la discectomía clásica, que consiste en la eliminación del material de la hernia discal, existen otros tratamientos quirúrgicos para tratar la enfermedad degenerativa del disco. Técnicas menos invasivas, como la nucleotomía percutánea y la nucleoplastia apuntan respectivamente a eliminar o desintegrar el material de núcleo degenerado que causa la hernia de disco. De un modo más experimental, la terapia electrotérmica intradiscal implica la inserción percutánea de una resistencia térmica que tiene como objetivo reducir las fibrillas de colágeno de la corona circular y en consecuencia la protuberancia del disco. Por otra parte, se siguen investigando tratamientos enfocados a la reparación del disco degenerado, desarrollando la ingeniería de tejidos implantables que tienen características similares a las del tejido del núcleo pulposo sano.

Cuando el disco está en una etapa avanzada de la degeneración, la eliminación del material excesivo no es suficiente y a veces es necesario restaurar la altura del disco para liberar las estructuras comprimidas. Los correspondientes tratamientos quirúrgicos de artrodesis y artroplastia que se describen a continuación, requieren por tanto la implantación de dispositivos artificiales.

1.3.2 La artrodesis

La artrodesis consiste en la distracción y la inmovilización quirúrgica de una articulación, en este caso de una unidad funcional vertebral, para aliviar el dolor y prevenir la inestabilidad mecánica. Los elementos posteriores permanecen sólidamente juntos, manteniendo la distracción entre los cuerpos vertebrales y la estabilidad articular.

Inicialmente solía utilizarse para el tratamiento de afecciones infecciosas, traumatológicas o deformidades de la columna vertebral, y en base a las evoluciones técnicas, el tratamiento de la artrodesis está indicado en general por el movimiento anormal o inestable de un segmento de movimiento, o la enfermedad degenerativa del disco intervertebral. En cualquier caso, este tipo de tratamiento se utiliza con el fin de controlar y aliviar el dolor de espalda agudo.

A día de hoy existen diversas técnicas de artrodesis vertebral. Algunas están más adaptadas a las patologías específicas como espondilolistesis, que consiste en un movimiento hacia delante de una vértebra sobre la vértebra subyacente, lo que requiere un cojinete adicional en la dirección sagital para evitar la inestabilidad. En general, las técnicas de artrodesis están evolucionando para mejorar la tasa de fusión vertebral, utilizando injerto óseo e implantes.

A continuación, se describen las técnicas principales de artrodesis:

- *La fusión posterolateral*, consiste en la implantación de injerto óseo en la zona posterolateral del espacio intervertebral, con o sin el uso de fijaciones internas.
- *Fijación con tornillos pediculares/laminares*, consiste en la sujeción de dispositivos de estabilización posterior, como alambres, ganchos o tornillos, que mejoran la tasa de fusión.

- *Fusión intersomática lumbar posterior (PLIF)*, consiste en la extirpación del disco degenerado y la implantación de injerto óseo por la parte posterior. Por lo general, se asocia con fijación interna y laminectomía parcial o total.
- *Fusión intersomática lumbar anterior (ALIF)*, consiste en la extirpación del disco degenerado y la implantación de injerto óseo por la parte anterior. Puede estar asociado con fijación interna para mejorar la tasa de fusión.
- *Jaula de fusión intervertebral*, se utiliza para favorecer la fusión y mejorar el soporte estructural del injerto óseo en el espacio intervertebral, que puede colapsar y causar inestabilidad. Puede estar asociado con fijación interna para mejorar la tasa de fusión.
- *La fusión circunferencial*, se caracteriza por la eliminación de todas las fuentes potenciales de dolor en las estructuras anterior y posterior, y una alta estabilidad. El procedimiento generalmente tiene en cuenta una combinación de enfoques anteriores y posteriores.



Figura 14: Jaula SynCage-LR, J&J Depuy Synthes, originalmente Synthes (West Chester, PA)



Figura 15: Implantación de la jaula SynCage-LR y fijación con tornillos pediculares/laminares

La rehabilitación completa de la operación quirúrgica normalmente tarda entre 3 y 12 meses, periodo durante el cual se requiere que el paciente evite el movimiento con el fin de favorecer la cicatrización ósea. Los resultados clínicos pueden ser significativamente variables en función de los materiales y métodos utilizados. En general, resultados satisfactorios van desde el 49% al 88% [8], [13], [19], [20]. Las complicaciones de la rehabilitación son directamente proporcionales a la complejidad técnica del procedimiento quirúrgico.

Las complicaciones más comunes relacionadas directamente con la unidad funcional tratada pueden ser: fallo en la unión ósea, rotura de un tornillo, aflojamiento de la fijación, o el desplazamiento del implante. Otras complicaciones están asociadas con el cambio del comportamiento biomecánico de los niveles adyacentes a la unidad funcional tratada.

1.3.3 La artroplastia

El tratamiento de artroplastia consiste en la cirugía plástica de una articulación, en este caso de una unidad funcional vertebral, con el fin de aliviar el dolor mediante la restauración de las funciones pertinentes del disco intervertebral degenerado. Este tratamiento contempla diversos requisitos para la utilización de un disco intervertebral artificial, como pueden ser: geometría, rigidez, rango de movimiento, fuerza, centro de rotación, fijación a la vértebra adyacente, función de las articulaciones facetarias, seguridad ante fallo, o el procedimiento quirúrgico. Además de la importancia de la compatibilidad y las propiedades de absorción de impacto del propio disco artificial.

La artroplastia espinal está indicada para el dolor agudo de espalda causado por la enfermedad degenerativa del disco y para la que los tratamientos conservadores han fracasado. Se ha demostrado que un tratamiento de este tipo está contraindicado para la degeneración avanzada de la columna vertebral (como escoliosis), osteoartritis secundaria de las articulaciones facetarias, fusión de niveles adyacentes, discos degenerados de altura reducida y la inestabilidad del segmento posterior (como espondilolistesis). Más específicamente, el riesgo de hundimiento en el caso de la osteoporosis desaconseja el reemplazo del disco con prótesis metálicas, y defectos en el anillo fibroso también pueden ser una contraindicación para este tratamiento, ya que normalmente está sometido a esfuerzos.

Los dispositivos artificiales para la artroplastia espinal pueden clasificarse en dos grupos principales: las prótesis de núcleo para la sustitución parcial de disco, y las prótesis de disco para la sustitución total de disco. Las prótesis de disco pueden considerarse en sí mismas dispositivos móviles, típicamente constituidos por partes sólidas deslizantes y flexibles de material blando que imitan las características del comportamiento de un disco natural.

Algunas de las principales prótesis intervertebrales lumbares utilizadas clínicamente:

- *Acroflex, J&J Depuy Spine, originalmente Depuy Acromed (Raynham, MA).*
- *Maverick, Medtronic Sofamor Danek (Minneapolis, MN).*
- *SB Charité, J&J Depuy Spine, originalmente Link Spine Group (Hamburgo, Alemania).*
- *PDN, Raymedica (Minneapolis, MN).*
- *Prodisc, J&J Depuy Synthes, originalmente Spine Solutions (Nueva York, NY).*



Figura 16: Disco artificial Prodisc y Maverick respectivamente

La rehabilitación de los procedimientos de artroplastia es mucho más corta que la de artrodesis y suele durar unas pocas semanas. Se recomienda que el paciente realice ejercicios de movimiento de la columna vertebral tan pronto como sea posible para garantizar mejores resultados a largo plazo. En general, resultados satisfactorios van desde el 63% al 81% [12].

Las complicaciones más comunes para dispositivos con periodos de seguimiento significativos pueden ser la degeneración de las articulaciones facetarias en el mismo nivel, la degeneración del disco y las articulaciones facetarias en los niveles adyacentes o el desplazamiento del dispositivo artificial.

1.4 Fundamentos del estudio

1.4.1 Comparación biomecánica de segmentos lumbares alterados quirúrgicamente

A medida que la esperanza de vida se alarga de forma continua, los problemas relacionados con la degeneración natural de la columna vertebral, que requieren tratamiento quirúrgico específico, se han vuelto más comunes. La creciente base de experiencia con soluciones de artrodesis y artroplastia proporciona los conocimientos suficientes para permitir a los ingenieros y cirujanos optimizar los materiales y métodos con el fin de lograr mejores resultados. Sin embargo, estos pueden ser variables y derivar en diversas complicaciones para ambas soluciones quirúrgicas. Los estudios sobre estos temas a menudo llegan a la conclusión de que muchas preguntas siguen sin respuesta y que se requieren períodos de tiempo de seguimiento más largos para obtener mejoras adicionales. Se deben llevar a cabo análisis más completos sobre los efectos de la implantación de un dispositivo artificial intervertebral, más específicamente en la alteración de la biomecánica espinal que se produce como resultado de dicha implantación. De la misma forma que factores traumáticos, nutricionales y genéticos, los cambios biomecánicos pueden jugar un papel significativo en la intensidad de la degeneración natural de los componentes intervertebrales.

Se han llevado a cabo diversos estudios, experimentales o numéricos, sobre las características biomecánicas de la columna lumbar, algunos se abordan en este trabajo. Considerando una columna lumbar sana o alterada quirúrgicamente, estos estudios ayudan a comprender mejor los tratamientos específicos para el dolor de espalda baja. Sin embargo, la literatura carece de estudios que ofrecen una comparación directa de los diferentes tratamientos, específicamente de las soluciones quirúrgicas de artrodesis y artroplastia.

1.4.2 Recurso de la modelación numérica

Introducción a los elementos finitos

El método de elementos finitos se ha utilizado comúnmente en la biomecánica de la columna vertebral durante los últimos años. Convirtiéndose en una herramienta esencial para la investigación de problemas clínicos, complementaria con enfoques experimentales, que son necesarios tanto para comparar los resultados generales como para validar la construcción del modelo, específicamente la geometría, las propiedades materiales, y las características de las interacciones. No obstante, a medida que las simulaciones numéricas se vuelven cada vez más pertinentes y precisas, los modelos de elementos finitos permiten un ahorro significativo en tiempo y costos de operación para las investigaciones clínicas. Con todo esto, resulta apropiada su utilización para llevar a cabo el estudio.

El proceso general de análisis por elementos finitos consta de tres pasos principales: procesamiento previo, cálculo y procesamiento posterior.

El procesamiento previo implica la construcción de un modelo matemático del objeto que se desea analizar. Existen diversas maneras de hacer esto, aunque la más común es utilizar un modelo 3D (CAD) y dividirlo en pequeñas partes con forma regular mediante un proceso conocido como mallado. Cada una de ellas será un elemento, y sus esquinas nodos. Durante la etapa de cálculo, se resuelven simultáneamente las ecuaciones algebraicas de cada elemento para obtener sus tensiones y desplazamientos, y a su vez los resultados generales de la pieza analizada, que serán revisados e interpretados en el procesamiento posterior.

Software utilizado

Todos los componentes que conforman el modelo y se describen detalladamente más adelante se han desarrollado tridimensionalmente con SolidWorks, un programa de tipo CAD muy utilizado en el modelado mecánico 2D y 3D.

El software seleccionado para completar el análisis es ABAQUS (ABAQUS, Inc.). Consta de cinco productos principales: Abaqus/CAE, Abaqus/Standard, Abaqus/Explicit, Abaqus/CFD y Abaqus/Viewer.

Abaqus/CAE se utiliza tanto para el modelado como el análisis de componentes y la visualización de resultados. Abaqus/Standard y Abaqus/Explicit son los motores de cálculo. Abaqus/Standard tiene una utilidad genérica y emplea un esquema de integración implícito que se utiliza habitualmente. Mientras que Abaqus/Explicit, siendo para fines más específicos, emplea un esquema de integración explícito que se utiliza para resolver sistemas no lineales de alto orden con muchos contactos complejos bajo cargas transitorias. Abaqus/CFD proporciona capacidades avanzadas de dinámica de fluidos computacional con un amplio soporte para el procesamiento previo y posterior de Abaqus/CAE. Abaqus/Viewer es un subproducto de Abaqus/CAE que incluye las capacidades de procesamiento posterior del módulo de visualización.

Para este estudio, se utilizará el motor de cálculo Abaqus/Standard que se considera adecuado para el análisis estático que incluye los comportamientos no lineales.

A continuación, un breve listado del software de elementos finitos disponible en el mercado comúnmente utilizado:

- *ABAQUS, ABAQUS Inc.*
- *NATRAN, MSC NASTRAN, Siemens PLM NX Nastran.*
- *RFEM, Dlubal Software.*
- *Femap, Siemens PLM Software.*
- *ANSYS, ANSYS Inc.*

CAPÍTULO 2. CONSTRUCCIÓN DEL MODELO

2.1 Geometría de los componentes

2.1.1 Vértebra

Los siguientes párrafos establecen las características seleccionadas a través de una revisión de la literatura para modelar la vértebra lumbar. Los datos recopilados se aplican generalmente a la tercera o cuarta vértebra (L3 y L4 respectivamente).

Las dimensiones generales del cuerpo vertebral, se han seleccionado a partir de varios estudios clínicos y modelos numéricos existentes [32], [38]. Para una distribución más exacta de las tensiones en el disco intervertebral, el modelo tiene en cuenta la forma de riñón y la curvatura lateral del cuerpo vertebral. La literatura no es abundante en cuanto a la descripción de las formas; por lo tanto, estas se han extrapolado por curvas spline a partir de los datos disponibles [38].

También es difícil encontrar información relacionada con las dimensiones de los pedículos y los elementos posteriores de la vértebra. Como se ha visto, especialmente las facetas articulares juegan un papel importante en la estabilidad biomecánica de la columna vertebral, aún más después de la implantación de un disco artificial, por lo que no pueden ser ignoradas. Sin embargo, como el estudio se centra más en el comportamiento relativo del segmento lumbar en diferentes configuraciones, su modelado se aproxima por planos simples. La posición absoluta y dimensiones de las facetas, los procesos, las láminas y los pedículos se han deducido a partir de los datos clínicos disponibles y algunos modelos numéricos existentes [10], [16], [23], [30], [35], [38].

No existe consenso en relación con el reparto de carga entre la carcasa cortical y el núcleo esponjoso del cuerpo vertebral [33], [38]. No obstante, el modelo considera un recubrimiento de hueso cortical de 0,35 mm que rodea al hueso esponjoso [34].

Es importante tener en cuenta que el modelo actual está construido con una única vértebra duplicada, constituyendo la unidad funcional vertebral. Se asume que no tener en cuenta las ligeras variaciones en las dimensiones y orientación del segmento de movimiento no afectará significativamente a la exactitud del modelo.

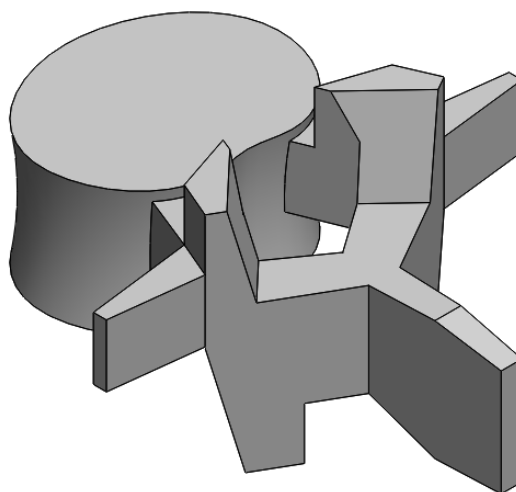


Figura 17: Vértebra modelada con SolidWorks

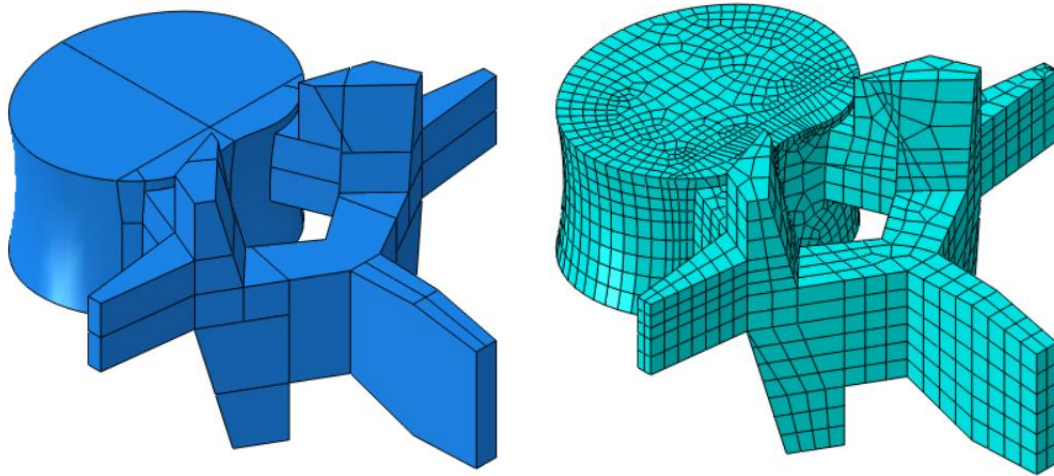


Figura 18: Representación y mallado de la vértebra en Abaqus

2.1.2 Disco intervertebral

Algunos análisis de elementos finitos de la columna lumbar, consideran el núcleo como el 43% del volumen total del disco [1], [35]; que aproximadamente es el valor usado en el modelo actual. El núcleo se ajusta a la forma de riñón del disco; que se supone que es la misma que la forma del cuerpo vertebral.

En cuanto al anillo fibroso, el modelo actual incluye cuatro capas de fibras sumidas en la sustancia fundamental del anillo, representadas por elementos cáscara con un diámetro de 1 mm. El contenido de fibra representa aproximadamente el 19%, que se corresponde con el contenido de colágeno del anillo [29], [32].

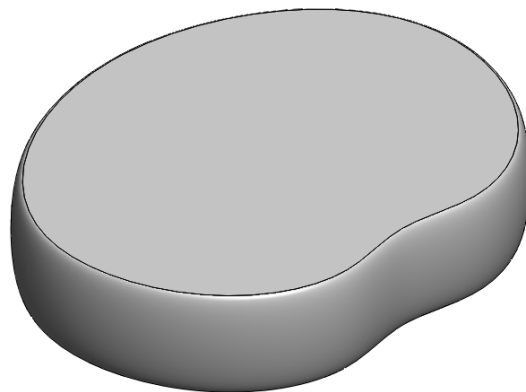


Figura 19: Disco intervertebral modelado con SolidWorks

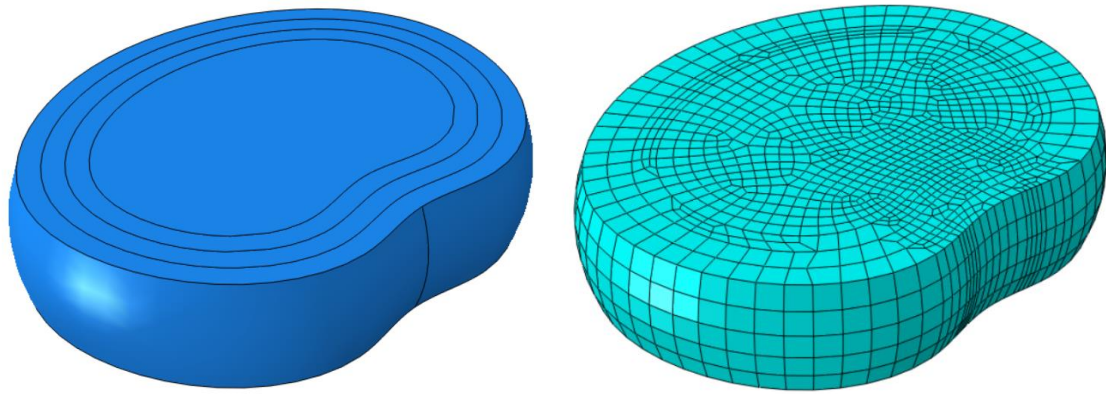


Figura 20: Representación y mallado del disco en Abaqus

2.1.3 Jaula intervertebral

Se considera una jaula de fusión basada en la prótesis *SynCage-LR*, utilizada en las técnicas de fusión intersomática lumbar, descritas con anterioridad. Este tipo de prótesis presentan unos huecos que se rellenan con hueso esponjoso compactado para lograr la fusión e integridad del implante en el segmento de movimiento. Para favorecer la fijación con los cuerpos vertebrales e impedir el desplazamiento, están dotadas en sus superficies superior e inferior con un dentado especial. Además, están diseñadas para tener menor altura en la parte posterior, lo cual respeta la lordosis natural de la columna.

Para el modelado de esta prótesis se considera una geometría simplificada, se asume que tanto el dentado superficial como la disminución de la altura posterior no afectan significativamente a la exactitud del modelo por lo que no se tienen en cuenta. Valorando las dimensiones disponibles del implante, se escogen medidas estándar aproximadas aptas para vértebras con un tamaño que se considera pequeño y normal: 24 mm de largo por 30 mm de ancho, con una altura de 10 mm, similar a la del disco sano.

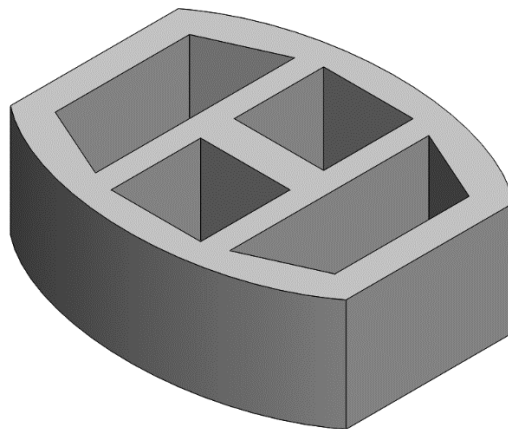


Figura 21: Jaula de fusión intervertebral modelada con SolidWorks

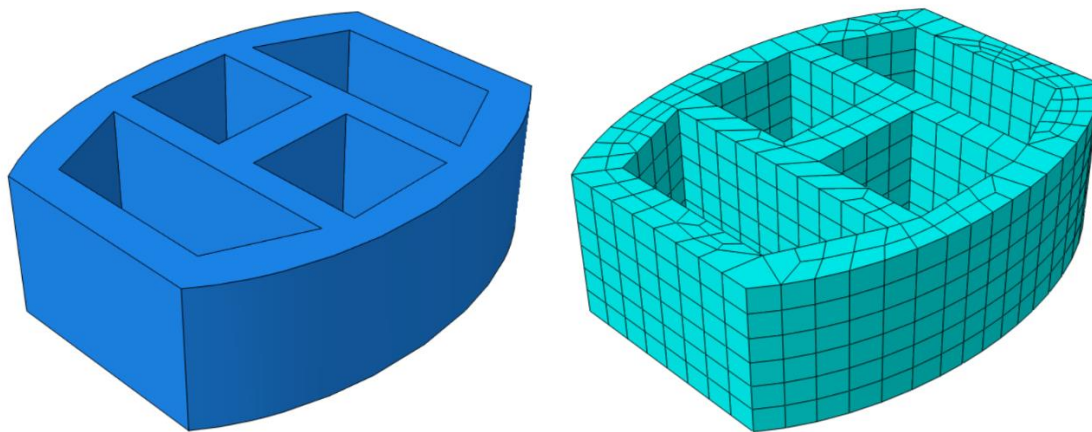


Figura 22: Representación y mallado de la jaula de fusión en Abaqus

2.1.4 Disco intervertebral artificial

Para el segmento de movimiento restaurado mediante atroplastia, el modelo considera un disco artificial móvil similar a las prótesis *Prodisc* y *Maverick*, introducidas anteriormente. Este dispositivo, está compuesto por dos partes sólidas homogéneas que interactúan con superficies esféricas perfectamente congruentes, con un comportamiento análogo al de una simple articulación de rótula. Está diseñado de tal manera que el centro de rotación de la articulación móvil esté ubicado aproximadamente 8 mm por debajo del extremo superior de la vértebra subyacente. El radio de las superficies de contacto esférico es en consecuencia igual a 14 mm. De acuerdo con que el dispositivo tiene por objeto restablecer la funcionalidad de la unidad, su espesor se elige para ser igual al espesor del disco sano, es decir, 10 mm.

La movilidad de giro máxima ofrecida por el disco artificial es de $\pm 12^\circ$ con respecto al plano transversal e ilimitada alrededor de la dirección axial. Este valor de $\pm 12^\circ$ se corresponde aproximadamente con el límite superior de todos los movimientos de rotación permitidos por un segmento sano [38]. Las geometrías empleadas tanto para el disco artificial como para la jaula intervertebral se han escogido semejantes para llevar a cabo una comparativa desde un punto de vista más funcional.

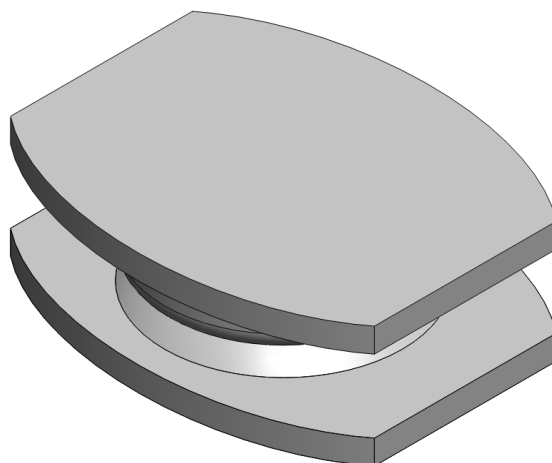


Figura 23: Disco intervertebral artificial modelado con SolidWorks

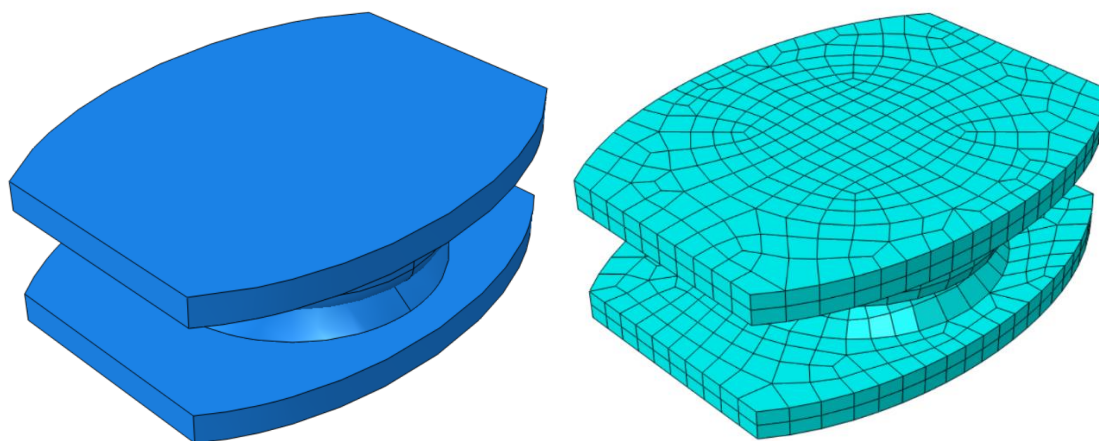


Figura 24: Representación del disco intervertebral artificial en Abaqus

2.2 Propiedades materiales

2.2.1 Hueso cortical

La mayoría de los autores parecen estar de acuerdo con que el módulo de Young del hueso cortical es de alrededor de 12,000 MPa [1], [9], [10], [14], [16], [24], [25], [29], [32].

2.2.2 Hueso esponjoso

Los valores relativos del módulo de Young del hueso esponjoso son más variables. En los modelos numéricos disponibles de la columna lumbar, estos valores van desde 25 MPa a 100 MPa [6], [9], [16], [29], [32], con una gran variedad de valores intermedios [1]. Estudios experimentales sobre la rigidez a compresión del hueso esponjoso vertebral proporcionan resultados que varían de 10 a 535 MPa, con un promedio de alrededor de 100 MPa [17]. Que es el valor usado comúnmente y empleado en este estudio.

2.2.3 Anillo fibroso

La literatura proporciona un módulo de Young para el gel de proteoglicanos hidratado que rodea las fibras del anillo, que va desde 2 MPa [16] a 8 MPa [1]. Sin embargo, el valor comúnmente utilizado es de 4,2 MPa, que ha sido seleccionado para el modelo actual [9], [10], [24], [29], [32], [35]. El coeficiente de Poisson tiene un valor de 0,45; lo que sugiere un material casi incompresible.

2.2.4 Fibras del anillo

Las fibras del anillo están constituidas por un agregado de pequeñas fibrillas de colágeno. Tienen tanto un comportamiento como una distribución geométrica no lineal dentro del anillo, la capa exterior está sujeta a mayores tensiones y posee en consecuencia una estructura fibrosa más densa.

Algunos estudios han utilizado propiedades lineales para las fibras, con un módulo de Young de aproximadamente 450 MPa [10], [16], [24]. Otros, han considerado ambas características no lineales, incluyendo un modelo no lineal específico para cada capa de fibras, basado en el comportamiento de las fibrillas de colágeno. La distribución radial no lineal se tiene en cuenta a través de diferentes áreas de sección transversal de las fibras para cada capa [29], [32]. Otras opciones proponen un modelo bilineal de las fibras [9].

Este modelo utiliza una alternativa adicional que tiene en cuenta las no linealidades utilizando un modelo lineal diferente para cada capa de fibras [1], [24].

2.2.5 Núcleo pulposo

Todos los estudios coinciden en que el núcleo es un material incompresible. Sin embargo, también se ha considerado como un sólido o fluido incompresible no lineal. En la mayoría de los casos, el núcleo se ha modelado como un sólido lineal incompresible con un módulo de Young que varía entre 0,1 MPa y 1 MPa [10], [24], [29], [35], con un coeficiente de Poisson aproximadamente igual a 0,5. En este estudio, el núcleo se modela como un sólido incompresible con un módulo de Young de 0,1 MPa.

2.2.6 Jaula intervertebral

Los principales materiales utilizados en las jaulas de fusión del tipo *SynCage-LR*, suelen ser aleaciones de titanio y fibra de carbono con módulos de Young aproximados de 100 GPa y 38,5 GPa respectivamente [25]. Para los injertos de hueso esponjoso compactado se utilizan las propiedades expuestas anteriormente. Sin embargo, estudios recientes proponen el uso de jaulas de polímero PEEK (polieteretercetona) [3], [4], [7], cuya eficacia se ha comprobado clínicamente, y sugieren la utilización de injertos de hueso esponjoso sintéticos.

En el modelo se considera una jaula de fusión de aleación de titanio con 100 GPa de módulo de Young e injertos de hueso esponjoso naturales con sus respectivas propiedades mecánicas.

2.2.7 Disco artificial

Las partes metálicas de los discos artificiales móviles sólidos por lo general constan de una aleación de titanio o una aleación de cromo, cobalto y molibdeno (CoCrMo). Estos dos tipos de material tienen módulos de Young aproximadamente iguales a 100 GPa y 200 GPa, respectivamente [18]. Este modelo considera un disco artificial constituido por una aleación de titanio con módulo de Young de 100 GPa. Los materiales utilizados tanto para el disco artificial como para la jaula intervertebral se han escogido semejantes para llevar a cabo una comparativa desde un punto de vista más funcional.

2.3 Resumen de las propiedades materiales de los componentes

Las propiedades de los materiales utilizados para cada componente se han establecido según la información recopilada en la literatura relacionada con la modelización numérica de la columna vertebral lumbar.

	Módulo de Young (MPa)	Coefficiente de Poisson	Referencias
Hueso cortical	12000	0.3	[1], [10], [16], [24], [32]
Hueso esponjoso	100	0.2	[6], [9], [16], [17], [29], [32]
Anillo	4.2	0.45	[1]
Fibras cartilaginosas (externa a interna)	550	0.3	[1], [24], [35]
	485	0.3	
	420	0.3	
	360	0.3	
Núcleo	0.1	0.495	[9], [10], [24], [29], [35]
Jaula intervertebral	100000	0.3	[25]
Disco artificial	100000	0.3	[18]

Tabla 1: Propiedades de los componentes

2.4 Ensamblaje e interacciones

2.4.1 Hueso cortical y esponjoso

De acuerdo con la geometría y propiedades anteriormente explicadas, la vértebra se modela en dos regiones diferentes, una sólida que representa el hueso esponjoso, recubierta por otra superficial de tipo carcasa que representa el hueso cortical. Ambas conforman la totalidad de la parte de la vértebra.

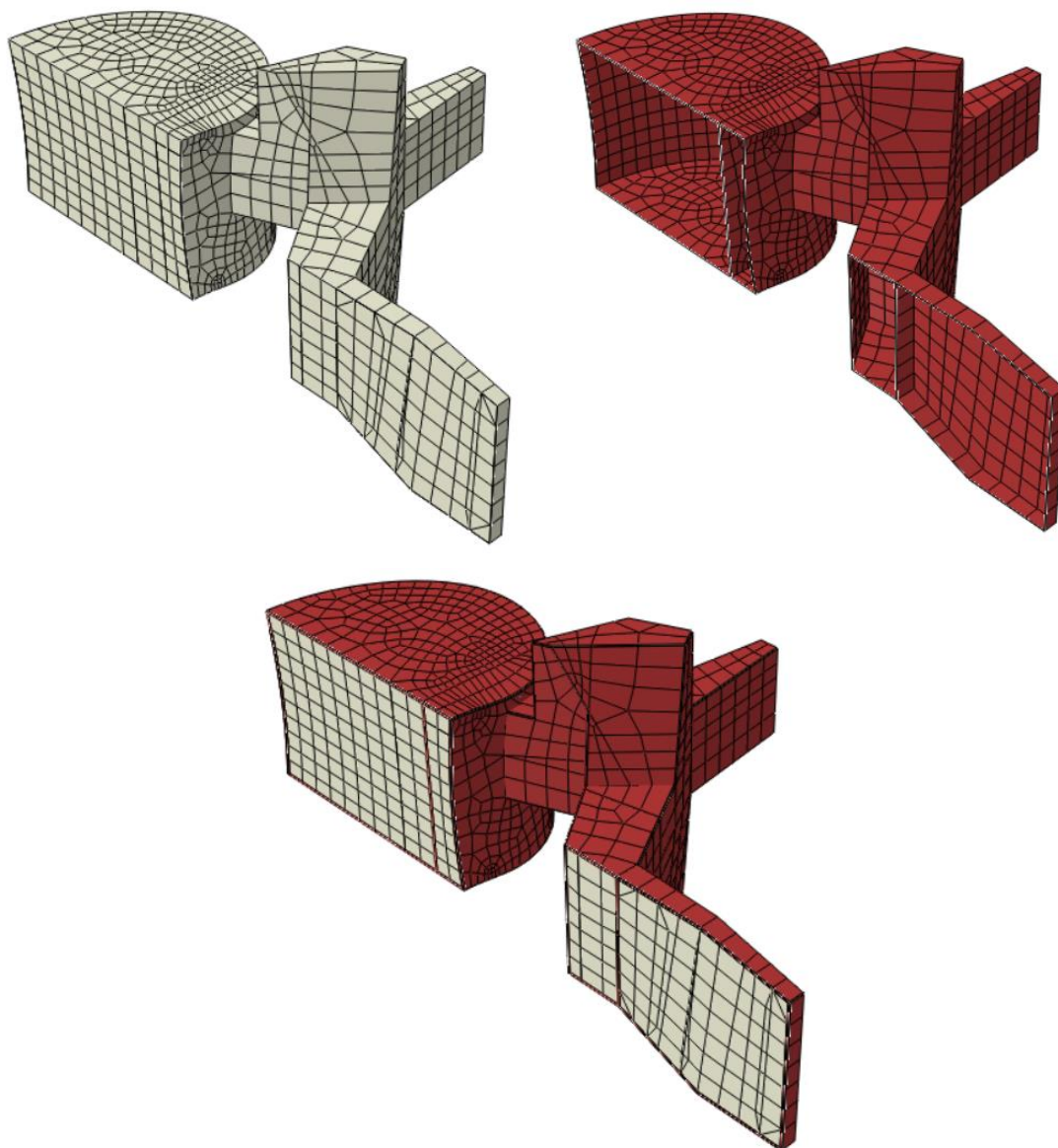


Figura 25: Representación del hueso esponjoso y cortical (sección lateral)

2.4.2 Interfaces del disco

En cuanto al disco intervertebral, se pueden diferenciar varias regiones. El anillo fibroso se modela como un sólido en el que se intercalan superficies concéntricas, análogas al hueso cortical de la vértebra, para simular las fibras cartilaginosas. El anillo rodea al núcleo que se representa como una región sólida. El conjunto de estas tres regiones constituye la parte del disco intervertebral que está conectada entre las superficies en contacto con los cuerpos vertebrales mediante una restricción de lazo.

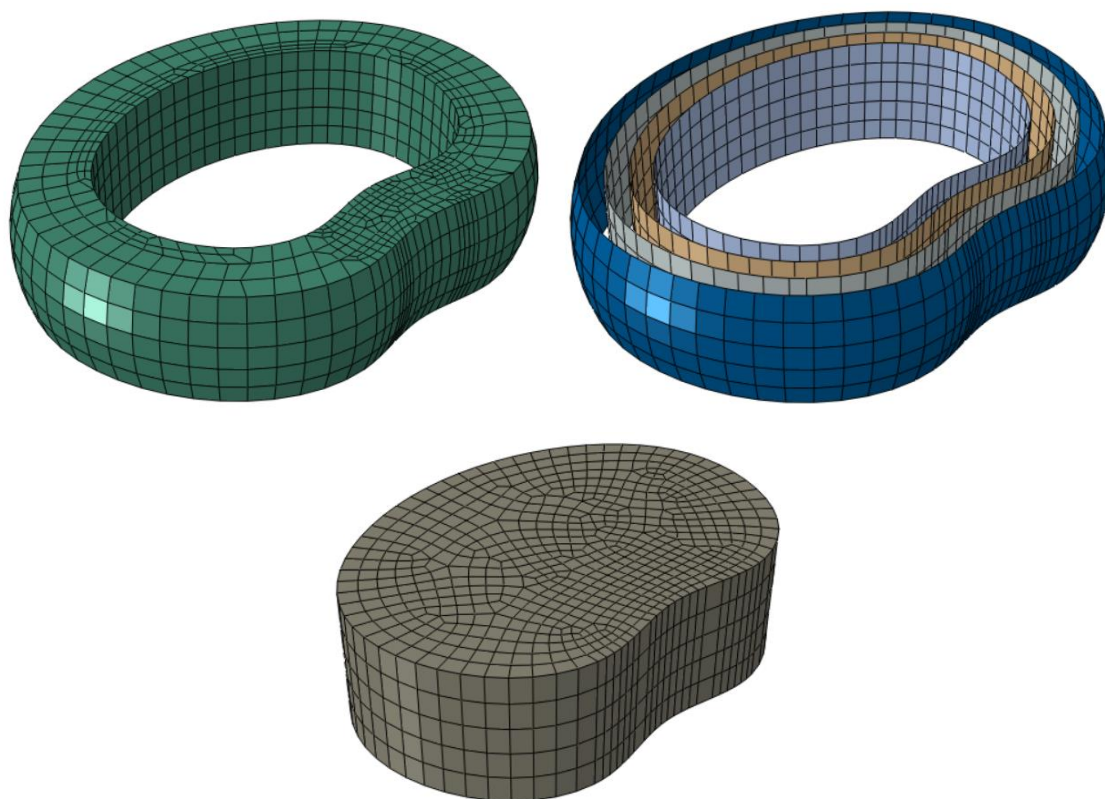


Figura 26: Representación del anillo, las fibras cartilaginosas y el núcleo

Clínicamente, el disco está fijado al cuerpo vertebral sólo por las capas externas de fibras del anillo que están ancladas en la superficie del cuerpo vertebral [15], lo que significa que con la restricción elegida la capacidad para soportar cargas será mayor que la que se espera en vivo. No obstante, se asume que esta característica no debe inducir errores, ya que la comparativa funcional del análisis se lleva a cabo en condiciones de carga fisiológicas.

2.4.3 Articulaciones facetarias

La literatura proporciona varios ejemplos de modelos complejos dedicados al análisis biomecánico de las facetas articulares en la columna vertebral lumbar. Esta articulación se trata generalmente como un problema de contacto no lineal sin o con un bajo coeficiente de fricción [5], [26], [28], [30], [31], que se considera en este modelo.

El presente estudio no se centra en la mecánica específica de las facetas articulares, sino en la de la unidad funcional vertebral. Como se ha explicado anteriormente, su geometría se aproxima por planos sencillos. Por lo tanto, no se pretende representar un comportamiento del cartílago articular más preciso, pues se asume que no repercute en la precisión del modelo.

2.4.4 Jaula intervertebral y disco artificial

Las prótesis se modelan como partes sólidas. La jaula de fusión consta de una región que representa la propia jaula y varias que simulan los injertos de hueso esponjoso compactado.

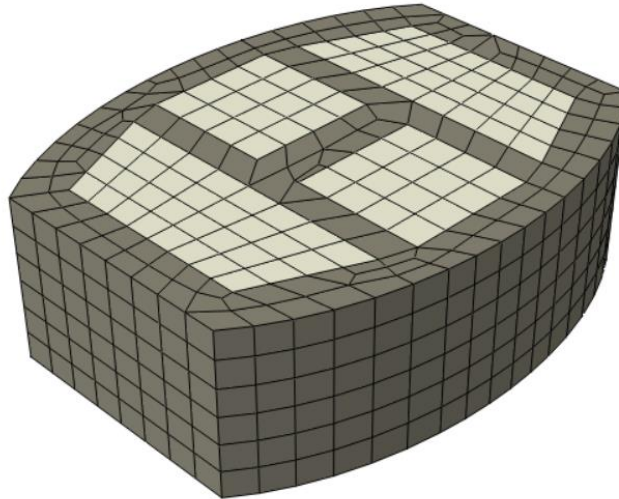


Figura 27: Representación de la jaula de fusión rellena de hueso esponjoso compactado

Para el disco artificial, se consideran dos partes diferentes que constituyen la articulación de rótula.

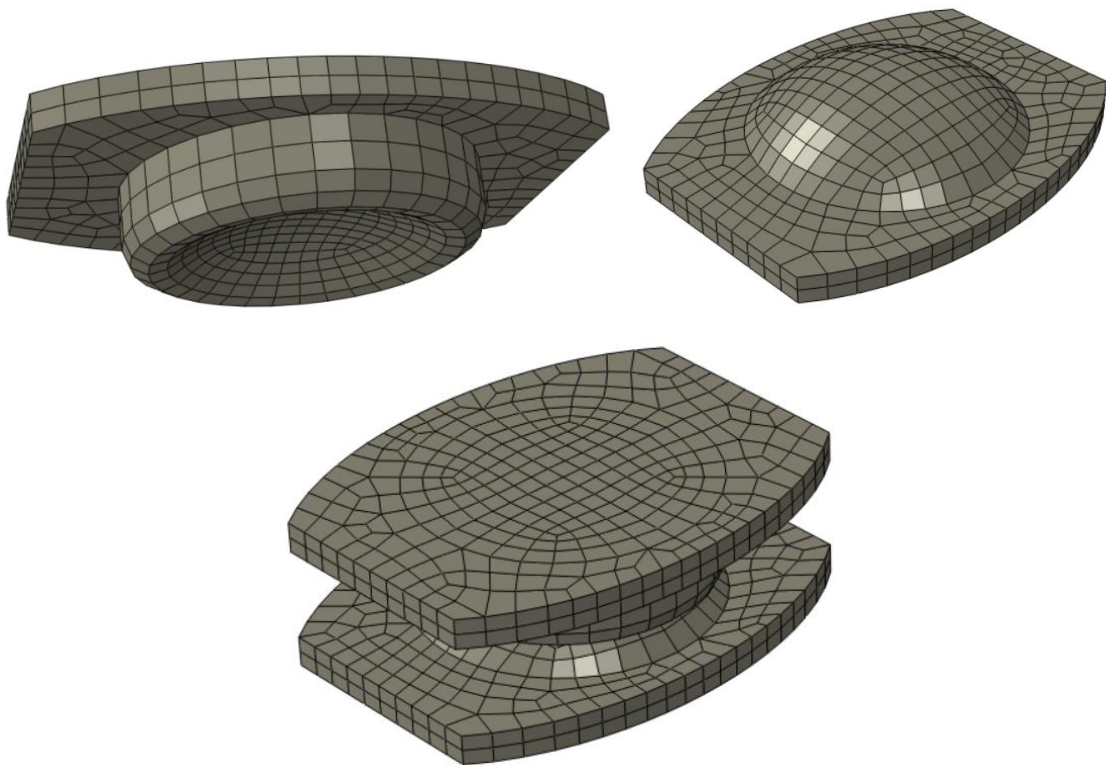


Figura 28: Representación de las partes del disco artificial

Análogamente al disco sano, la jaula intervertebral y las placas del disco artificial están conectadas con los cuerpos vertebrales con una restricción de lazo. Con respecto a la colocación precisa de estas prótesis, si bien la posición de la jaula intervertebral es fija y única, la del disco artificial puede ser recolocada.

Por lo general, el disco degenerado no se elimina por completo, ya que puede resultar difícil distinguir el límite de separación entre los diferentes tejidos como el anillo y el ligamento longitudinal posterior. Además, la presencia de una fracción posterior del anillo puede mejorar la estabilidad de la unidad funcional, de la misma forma que la ubicación anteroposterior de la prótesis tiene influencia directa sobre las cargas que soportan las facetas [16]. Por este motivo, en los segmentos degenerados, se mantiene el anillo fibroso del disco originalmente sano que no interfiere con la prótesis correspondiente, que ocupa una posición aproximada centrada posterior, similar a la región del núcleo.

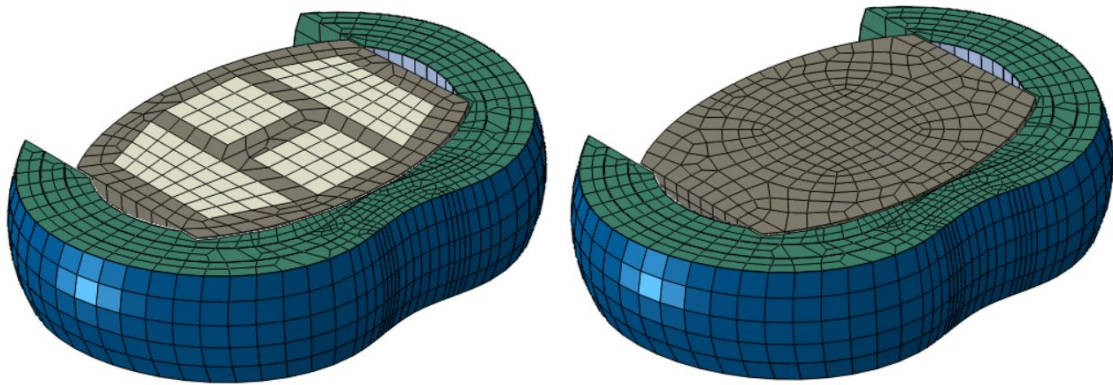


Figura 29: Representación de las prótesis y el anillo fibroso original

2.4.5 Ligamentos intervertebrales

La mayoría de los estudios están de acuerdo en que los ligamentos siguen un comportamiento no lineal, similar al que se muestra a continuación.

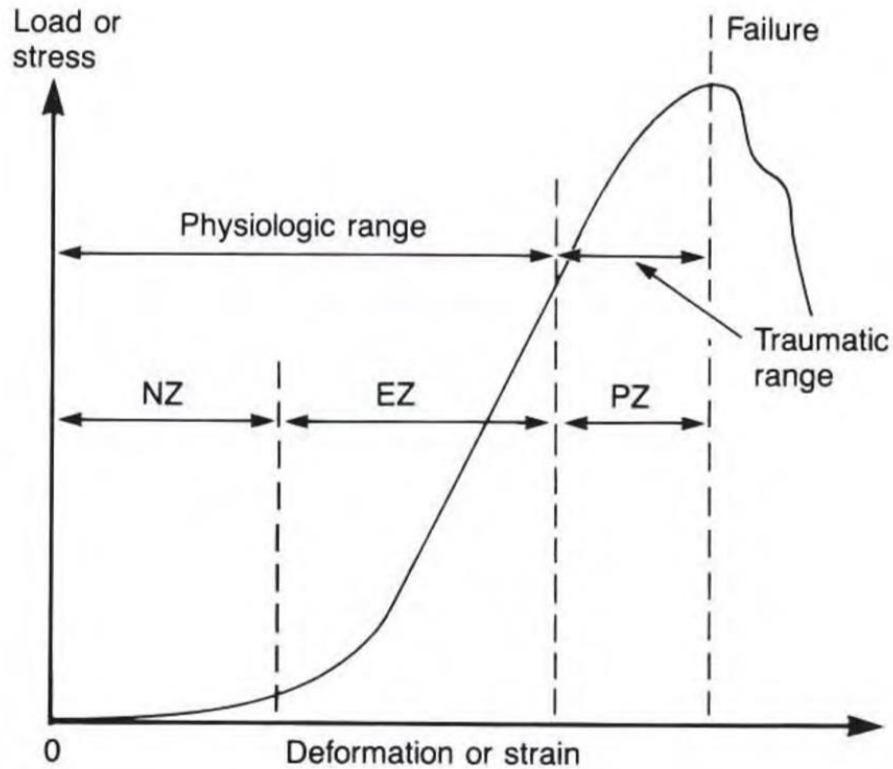


Figura 30: Comportamiento no lineal de los ligamentos

Esta no linealidad se aproxima mediante un modelo de comportamiento de carga-deformación bilineal, en el que cada segmento lineal corresponde a la zona neutral (NZ) y la zona elástica (EZ), [6], [9], [10], [24], [35]. La base de este comportamiento limitado por las cargas máximas de rotura [38], se considera en el estudio actual, a excepción del ligamento intertransverso cuya área transversal es despreciable. Para modelar los ligamentos se utilizan conectores axiales de dos nodos.

	Módulo de Young de la zona neutral (MPa)	Tensión de transición (%)	Módulo de Young de la zona elástica (MPa)	Carga máxima de rotura (N)	Área transversal
Longitudinal anterior	7.8	12	20	510	63.7
Longitudinal posterior	10	11	50	384	20
Flavo	15	6.2	19	340	40
Intertransverso	10	18	59	-	1.8
Capsular facetario	7.5	25	33	284	30
Interespinoso	10	14	12	130	40
Supraespinoso	8	20	15	200	30

Tabla 2: Propiedades de los ligamentos [9], [10], [24], [35], [38]

Para ser aplicables las condiciones postoperatorias de un procedimiento anterior, el ligamento longitudinal anterior no se considera en los segmentos tratados con artrodesis y artroplastia. De hecho, clínicamente es necesario eliminar la mayor parte de este ligamento con el fin de extraer el disco degenerado e para implantar el dispositivo correspondiente.

En los segmentos con prótesis de jaula de fusión intervertebral, el uso de instrumentación posterior suplementaria, tal como la fijación con tornillos pediculares/laminares descrita con anterioridad, es muy recomendada. Por esta razón, se tiene en cuenta considerando conectores axiales, similares a los utilizados para representar los ligamentos, en este caso rígidos para representar la fijación aplicada sobre la zona pedicular/laminar.

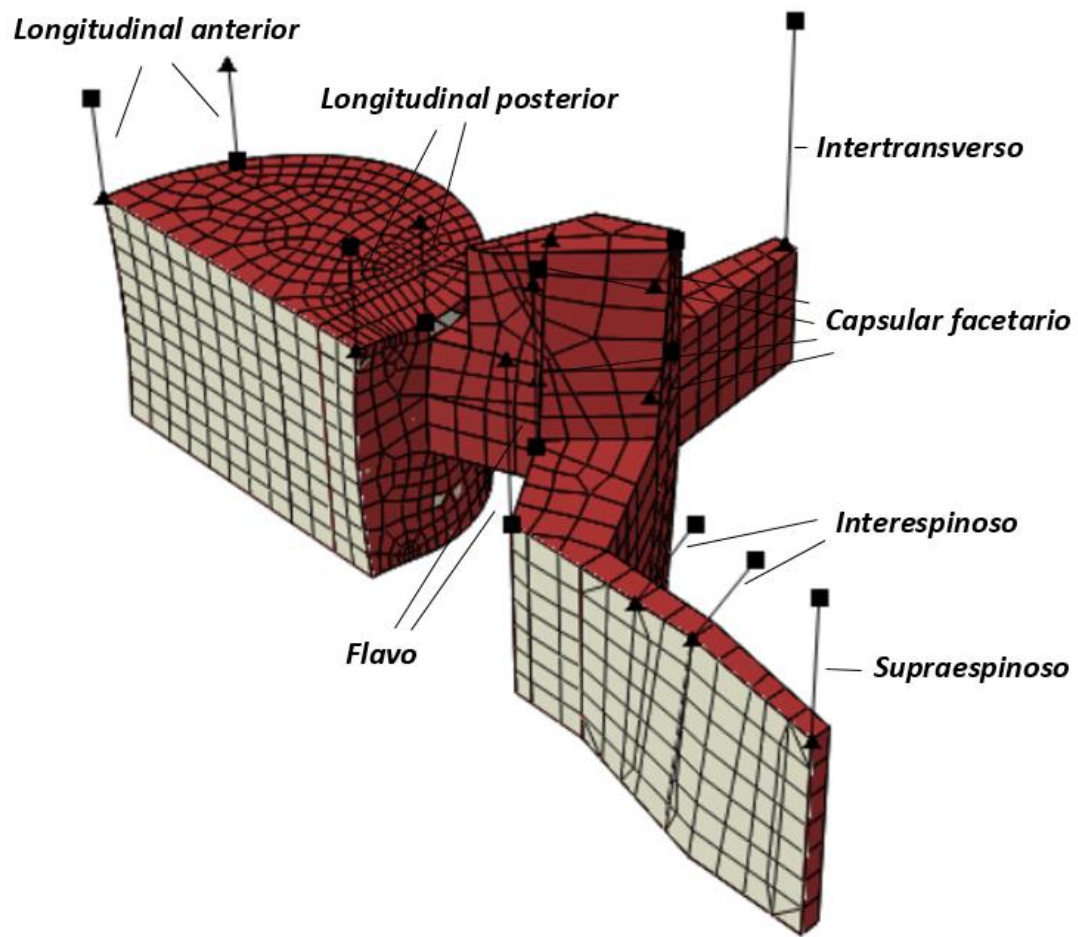


Figura 31: Representación de los ligamentos (sección lateral)

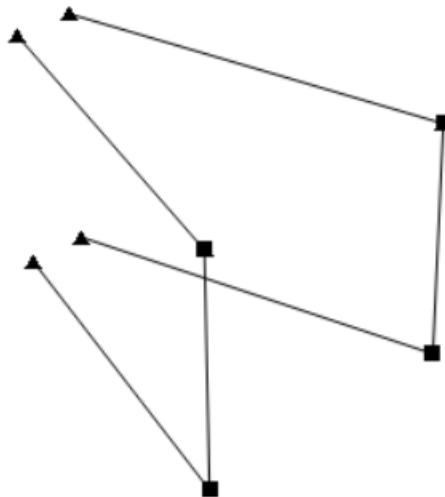


Figura 32: Representación de la fijación posterior

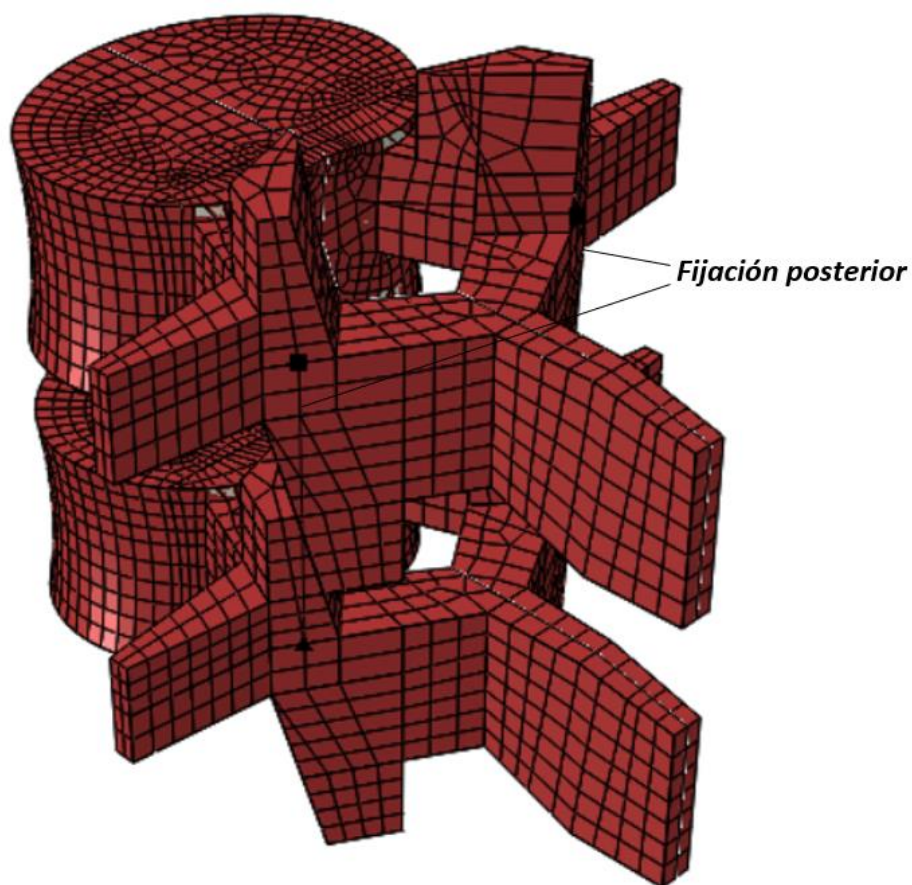


Figura 33: Representación de la fijación entre las vértebras en el modelo con jaula de fusión

2.5 Resumen de la generación del mallado de las partes

	Tipo de elemento	Tamaño global de elemento (mm)	Número de elementos
Vértebra	C3D8R, Hexahédrico	2.75	9781
Disco	C3D8R, Hexahédrico	1.85	6590
Jaula intervertebral	C3D8R, Hexahédrico	1.8	1362
Disco artificial	C3D8R, Hexahédrico	1.5	2402

Tabla 3: Mallado de las partes

2.6 Configuraciones finales

2.6.1 Sano

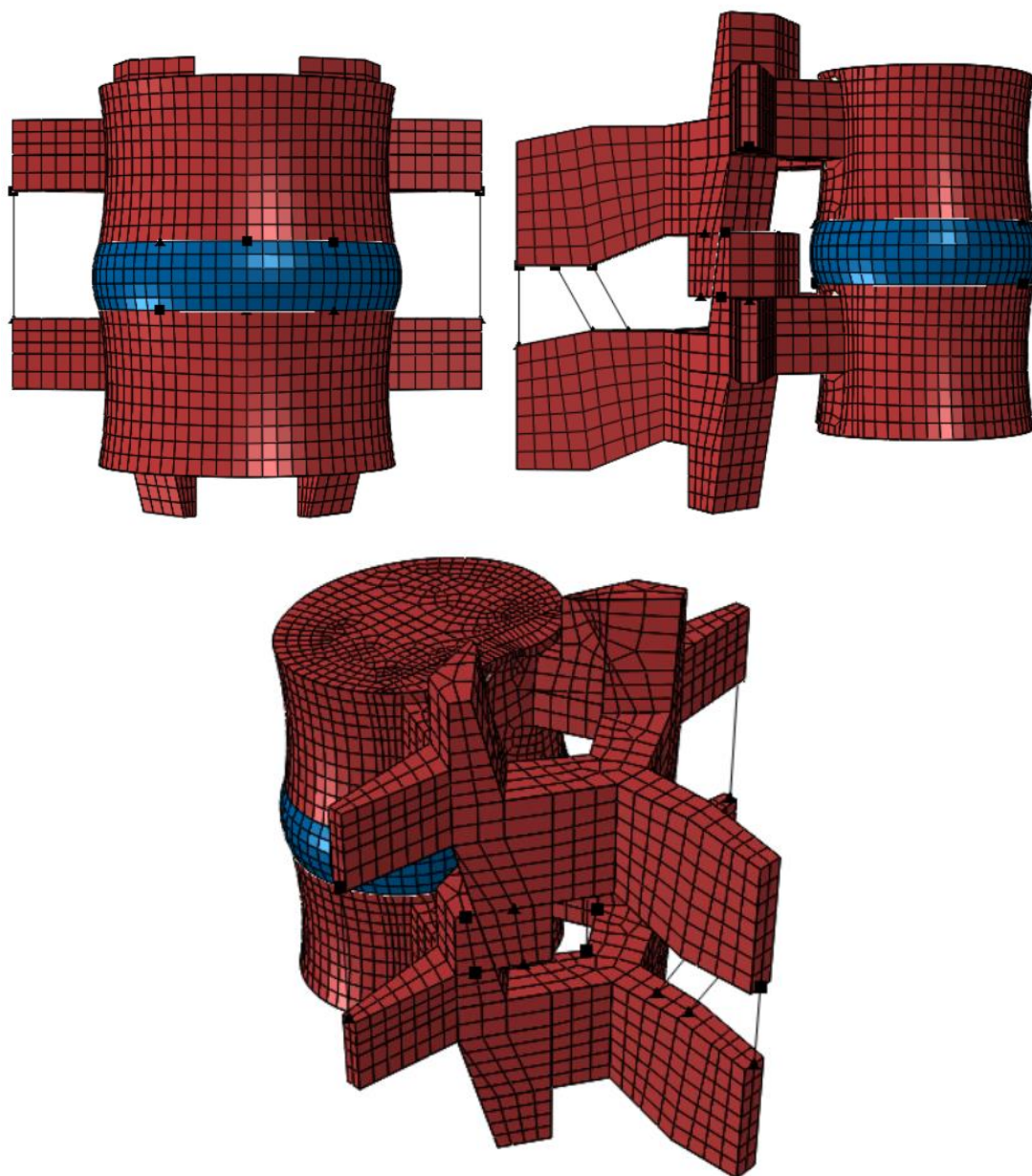


Figura 34: Representación del modelo sano

2.6.2 Artrodesis

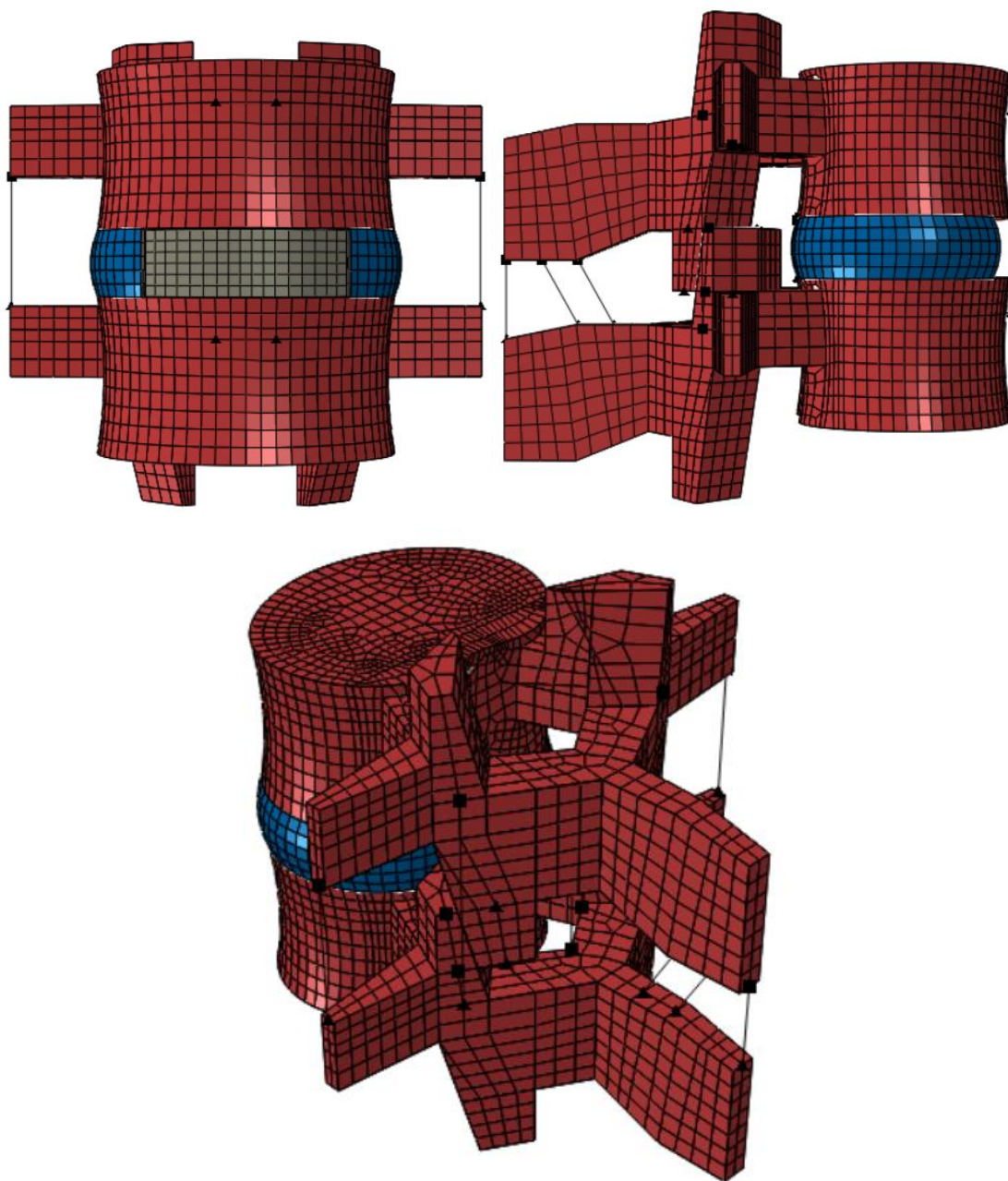


Figura 35: Representación del modelo con jaula de fusión

2.6.3 Artroplastia

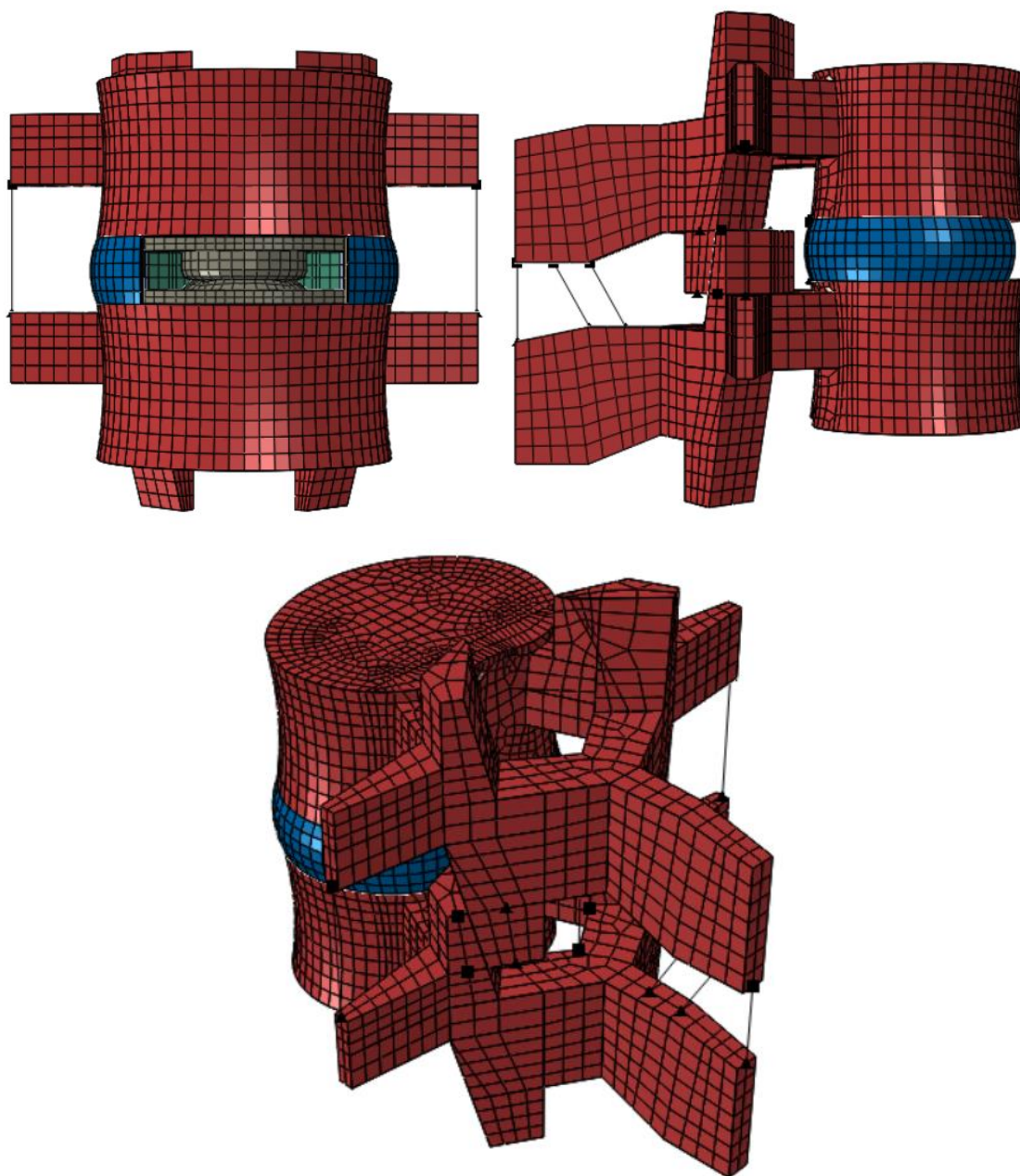


Figura 36: Representación del modelo con disco artificial

CAPÍTULO 3. PROTOCOLO DE SIMULACIÓN

3.1 Cargas y condiciones de contorno

Tanto las cargas como las condiciones de contorno se aplican para un escenario de validación en el que se comparan los resultados del comportamiento del modelo sano con otro caso de estudio similar, y otro escenario de estudio en el que se desarrolla la comparativa funcional del segmento sano y ambos segmentos degenerados para diferentes cargas aplicadas y rangos de movimiento.

3.2 Escenario de validación

Para la validación del modelo, se ha utilizado un estudio cuyo propósito era investigar las propiedades biomecánicas de la columna lumbar sometida a compresión [21]. Se realizaron una serie de seis experimentos a cuatro columnas lumbares cadavéricas. Las dos primeras pruebas utilizaron toda la columna lumbar, mientras que las cuatro pruebas restantes utilizaron las unidades funcionales lumbares por separado para considerar las diferencias en la estabilidad. Se utilizó una máquina de ensayo de materiales de alta velocidad para producir la compresión y las placas de montaje se desarrollaron para garantizar una posición anatómica adecuada de las secciones de la columna lumbar.

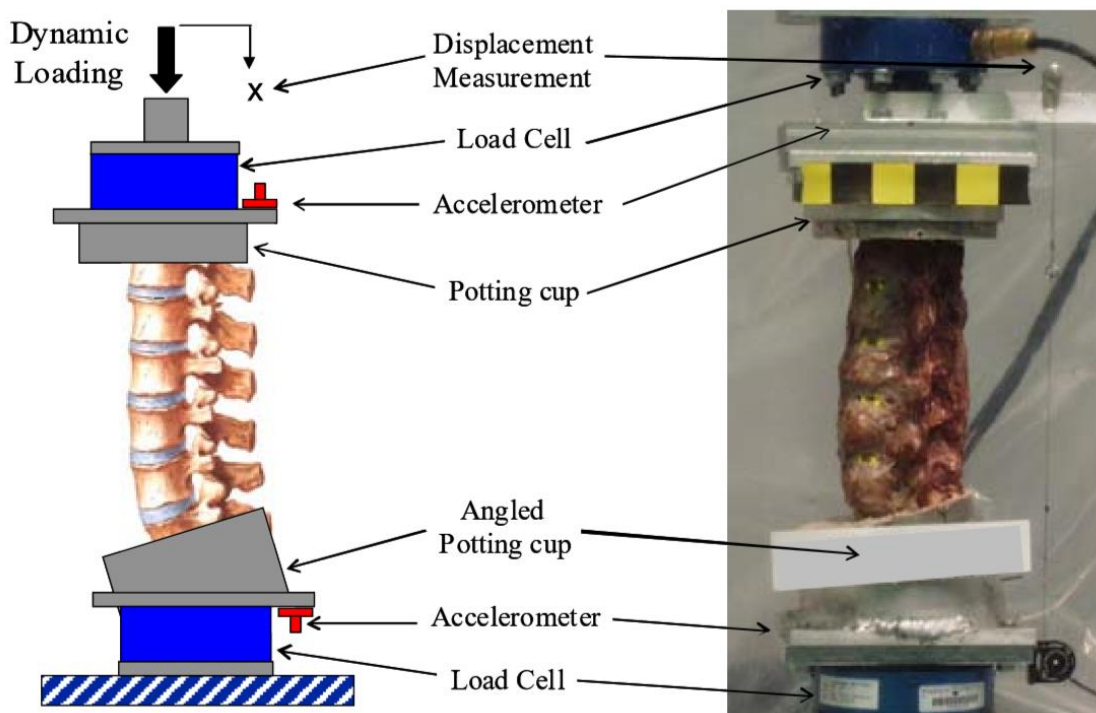


Figura 37: Ensayo a compresión de la columna lumbar [21]

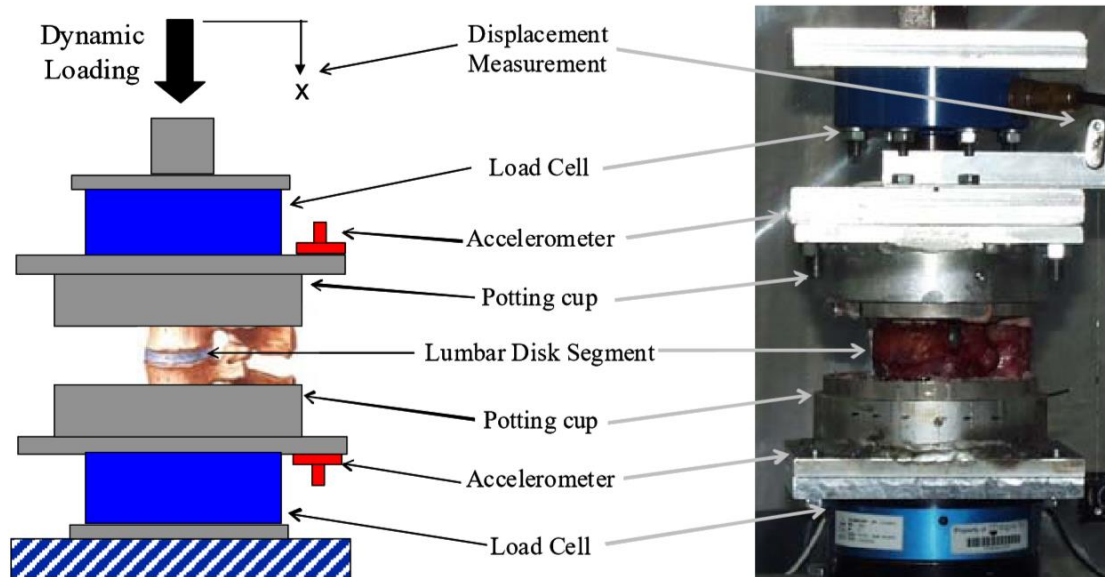


Figura 38: Ensayo a compresión de un segmento de movimiento lumbar [21]

Para representar las cargas y condiciones de contorno del estudio de validación, en el presente modelo se considera un sólido rígido superficial, simulando la placa de la máquina de ensayo, sobre el que se aplica la carga de compresión que se transmite directamente a la superficie superior de la primera vértebra de un modo uniforme. El desplazamiento de esta parte rígida, se restringe a la dirección vertical según el ensayo de compresión y la superficie inferior de la segunda vértebra se fija, inmovilizando los grados de libertad de traslación. Sin embargo, no se consideran las facetas articulares como superficie de carga. Se asume que esto no limita al modelo, ya que el estudio se centra en la comparación del comportamiento relativo entre los segmentos sano y degenerados.

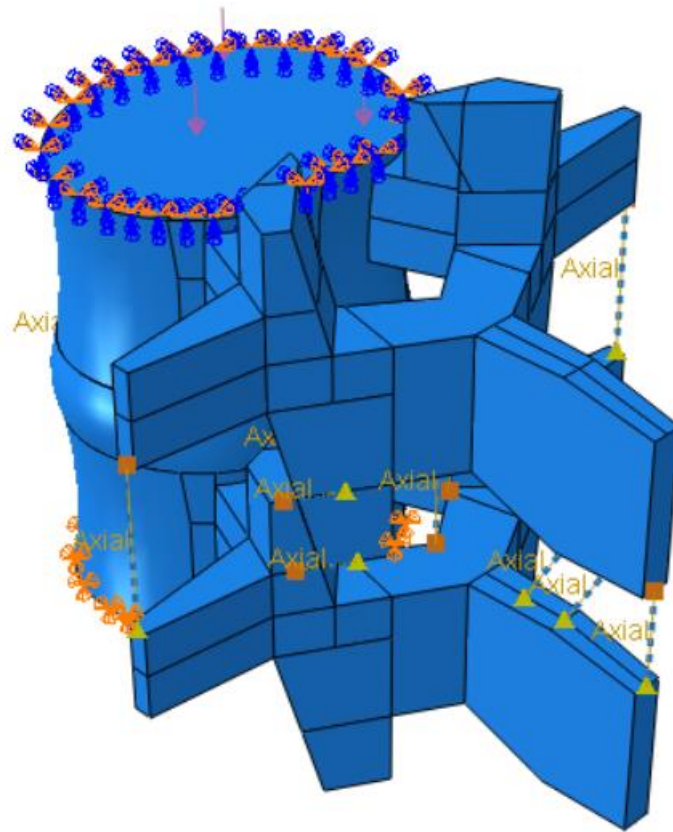


Figura 39: Cargas y condiciones de contorno en el escenario de validación (modelo sano)

3.3 Escenario de estudio

El mismo conjunto de cargas se aplica a cada una de las tres configuraciones: segmento sano, con jaula de fusión y con disco artificial. Las magnitudes de estas cargas se establecen para los movimientos más representativos de la columna lumbar: flexión, flexión lateral y rotación axial [27].

Los momentos para generar cada movimiento de rotación se aplican en el punto de referencia del sólido rígido superficial utilizado en el escenario de validación y se mantiene la condición de contorno de la segunda vértebra limitando los grados de libertad de traslación de la superficie inferior de la misma. Además, para llevar a cabo el estudio comparativo desde condiciones fisiológicas, se considera una carga de compresión equivalente a la que se produce en posición de pie [37]. Esta se aplica en el sólido rígido superficial de la misma forma que en el escenario de validación, en este caso sin la restricción a la dirección vertical, permitiendo el movimiento en todos los grados de libertad.

Compresión (N)	Flexión (N/m)	Flexión lateral (N/m)	Rotación axial (N/m)
720	6.23	4.08	3.15

Tabla 4: Cargas aplicadas en los casos de estudio [27], [37]

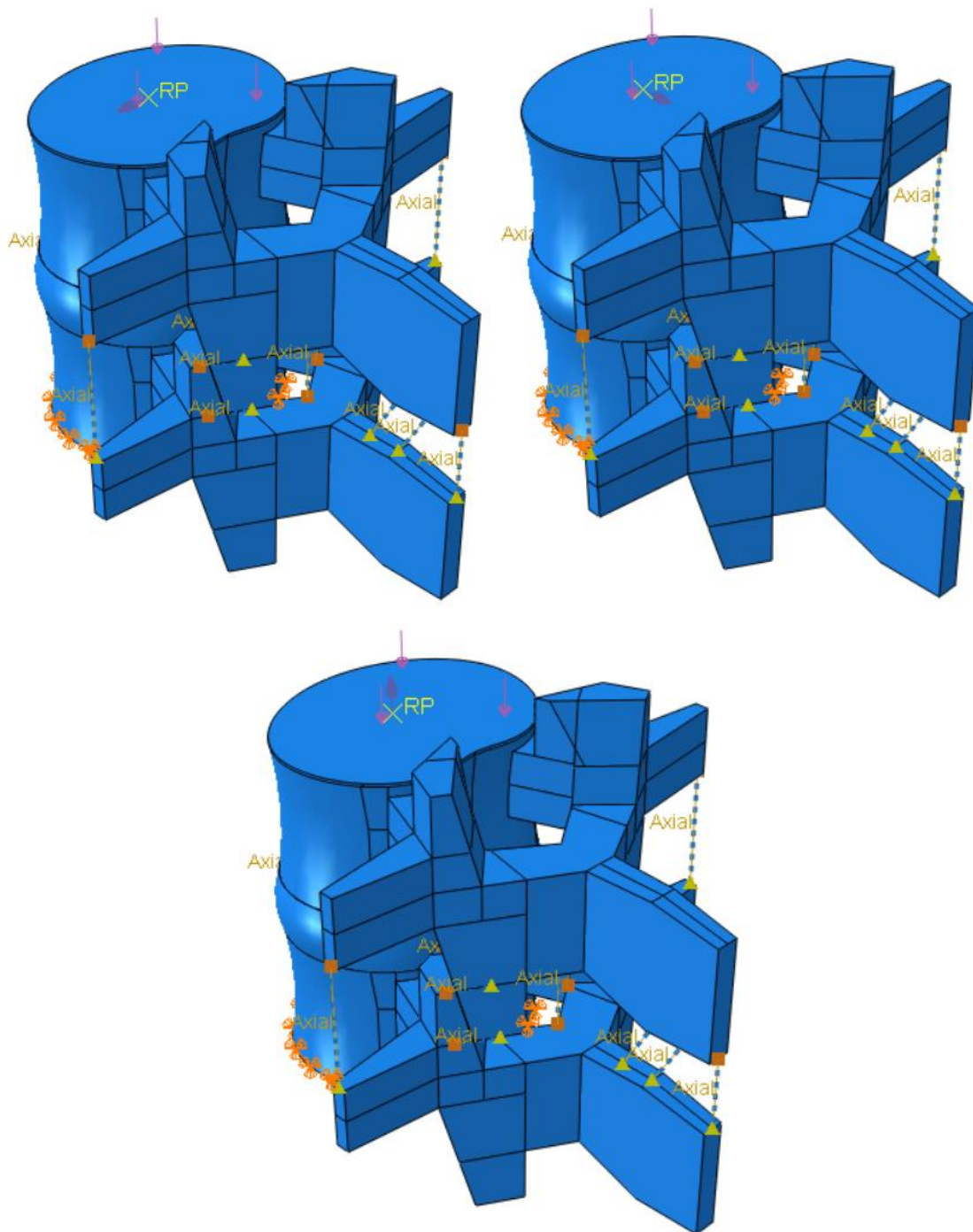


Figura 40: Cargas y condiciones de contorno en el escenario de estudio (modelo sano)

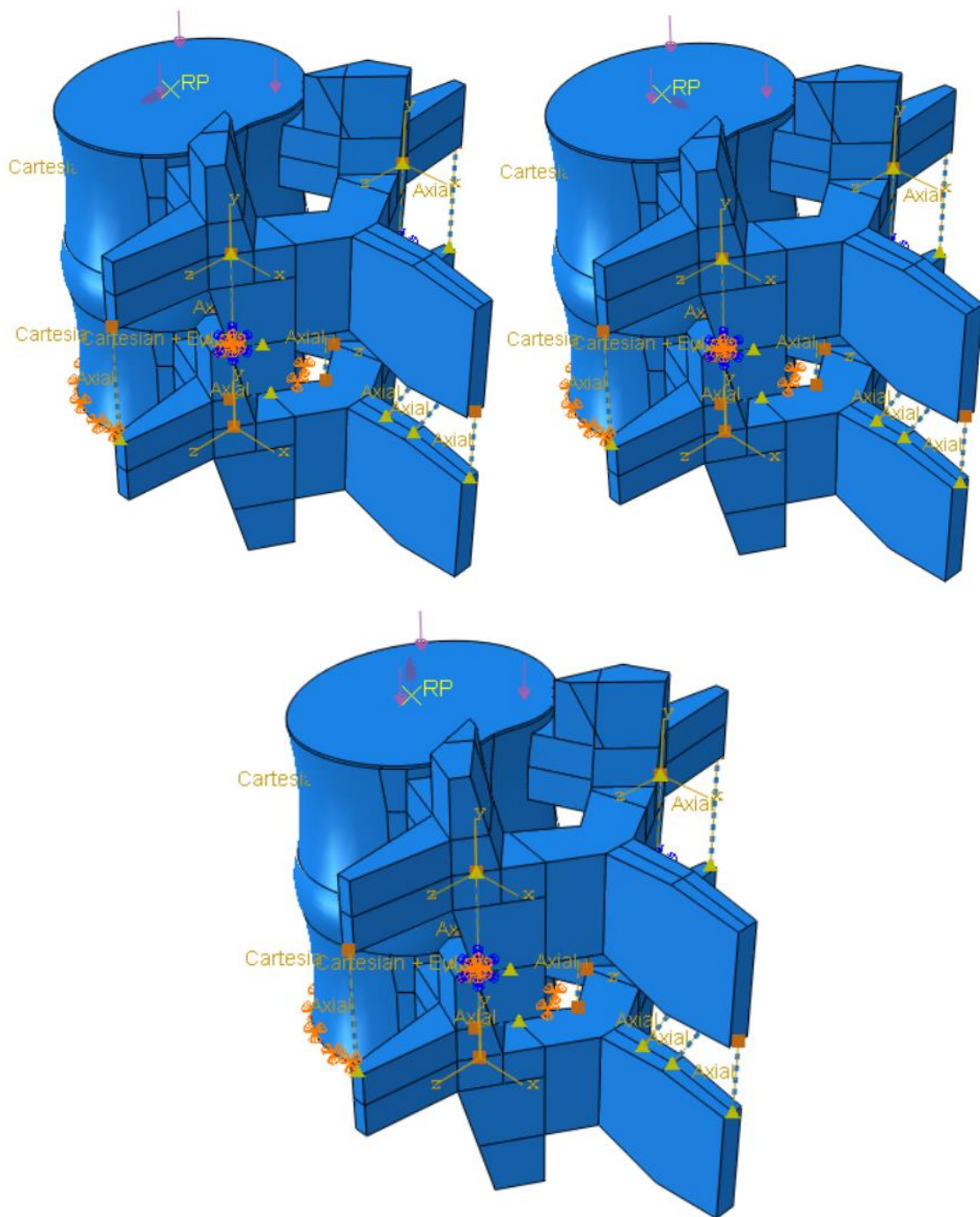


Figura 41: Cargas y condiciones de contorno en el escenario de estudio (modelo artrodesis)

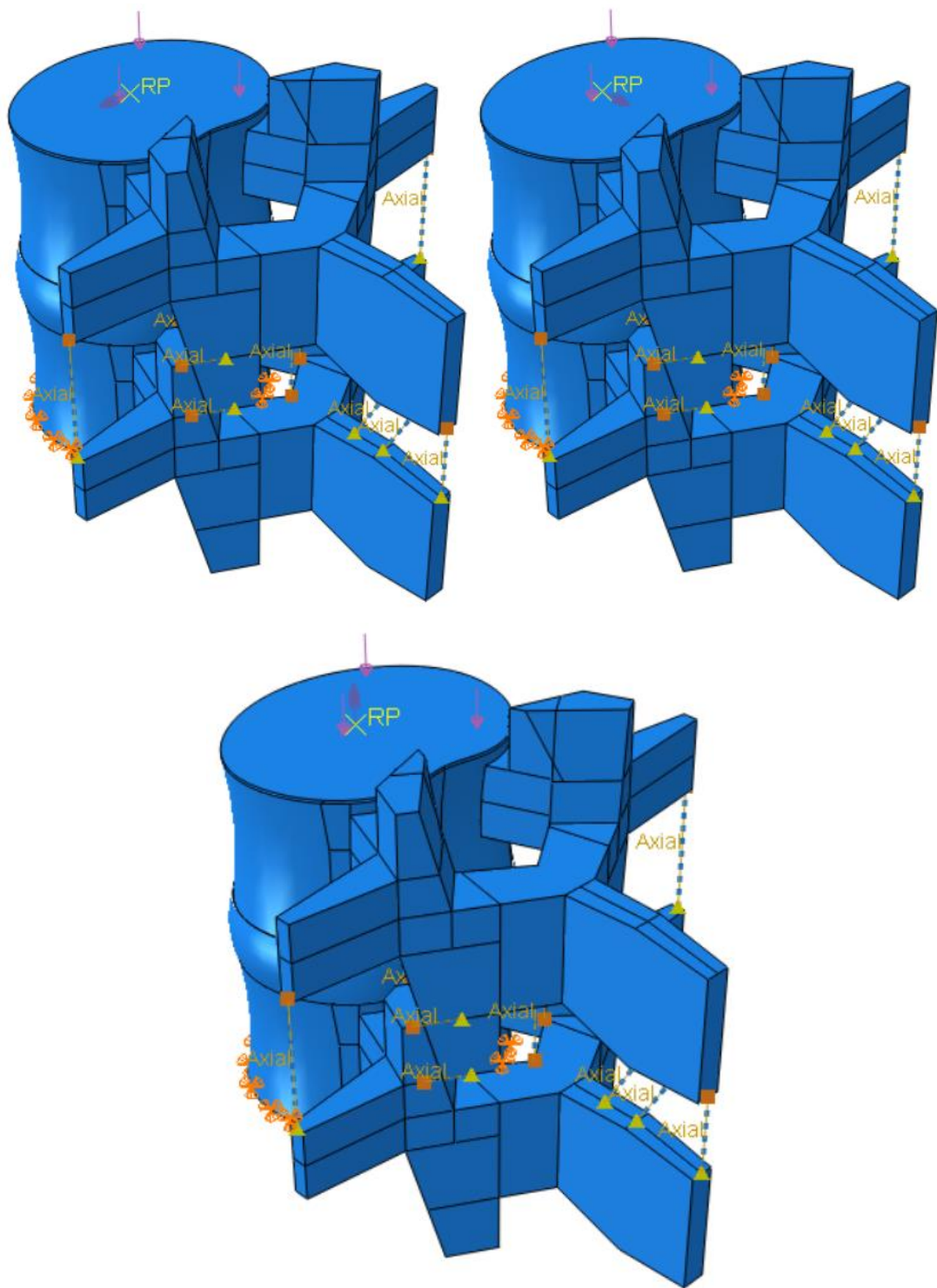


Figura 42: Cargas y condiciones de contorno en el escenario de estudio (modelo artroplastia)

CAPÍTULO 4. RESULTADOS OBTENIDOS

4.1 Validación

A continuación, se muestra la comparativa entre los resultados de las pruebas realizadas con las unidades funcionales utilizadas en el estudio de validación [21] y los obtenidos en este trabajo al someter al modelo a compresión tal y como se describe anteriormente.

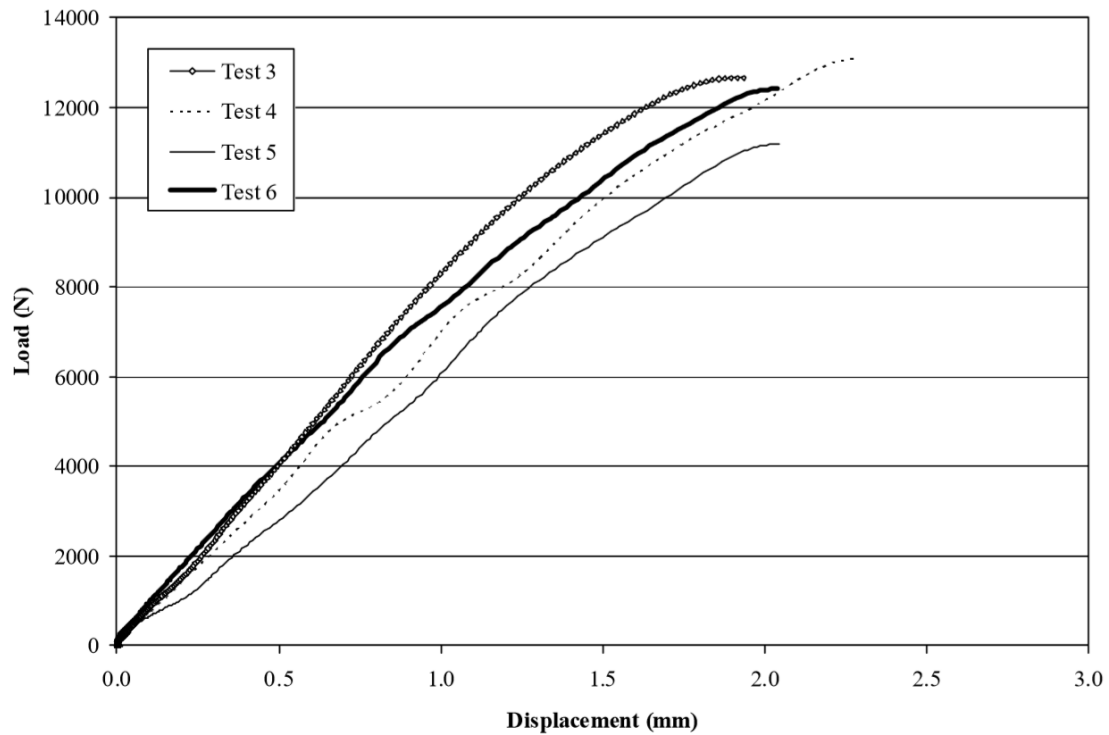


Figura 43: Compresión axial frente a desplazamiento vertical para los segmentos de movimiento analizados en el escenario de validación: Test 3 (L2-L3), Test 4 (L4-L5), Test 5 (L1-L2) y Test 6 (L3-L4)

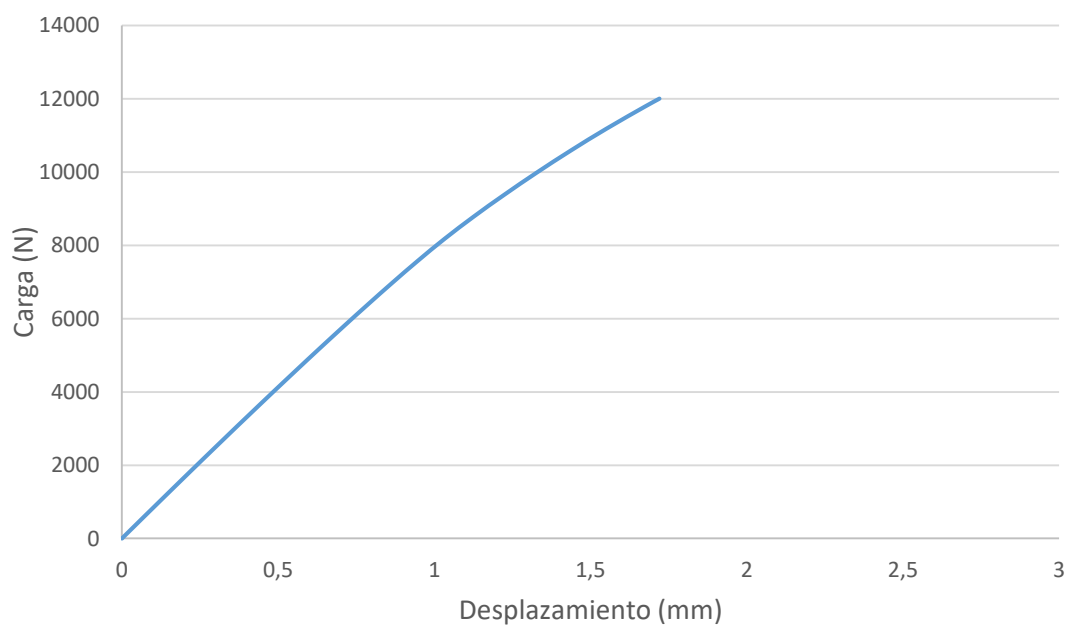


Figura 44: Compresión axial frente a desplazamiento vertical para el modelo sano en Abaqus

4.2 Casos de estudio

4.2.1 Flexión

Tensiones

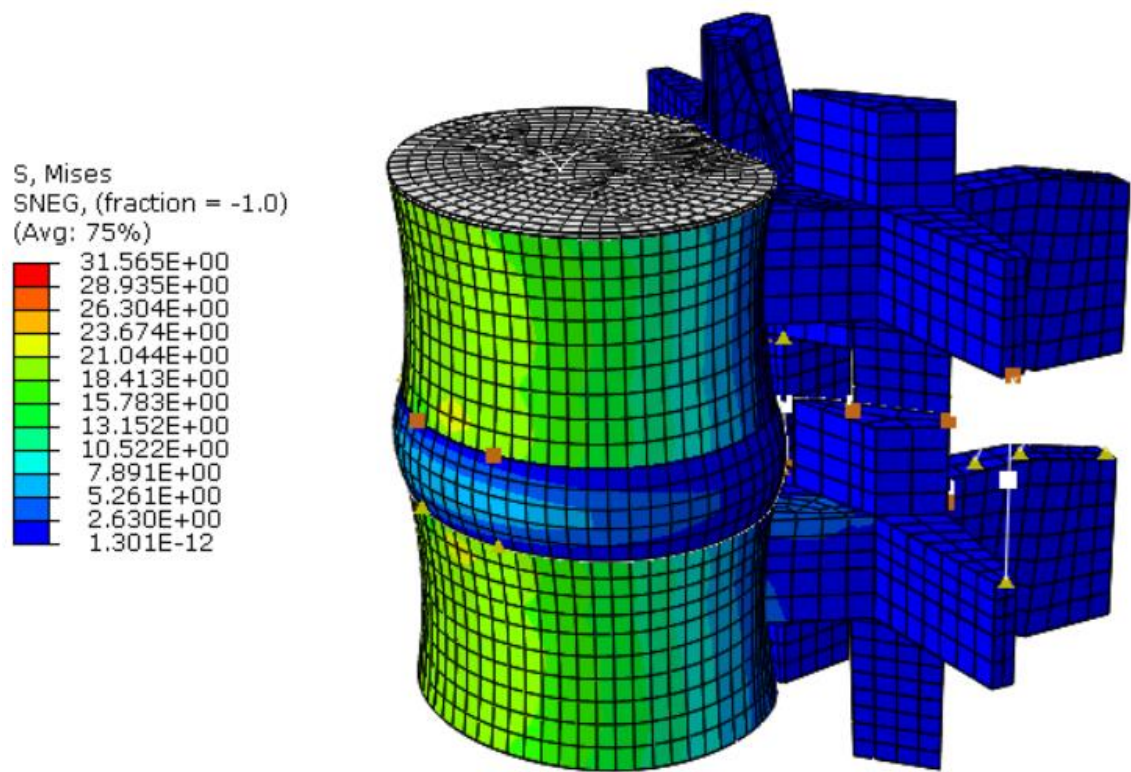


Figura 45: Tensión de Von Mises en el modelo sano en flexión

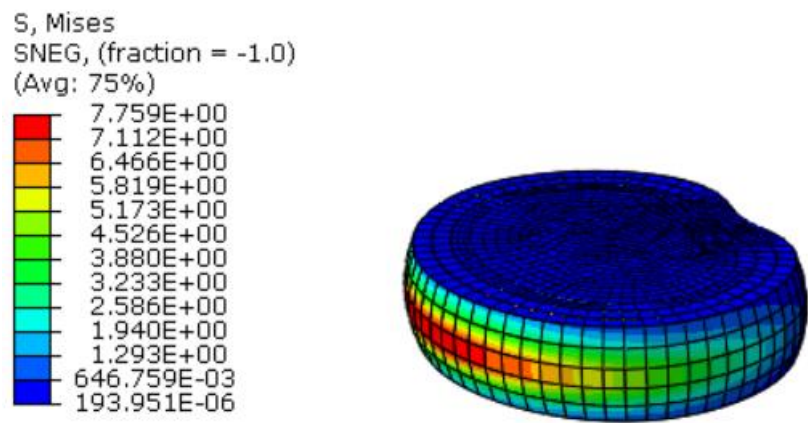


Figura 46: Tensión de Von Mises en el disco sano en flexión

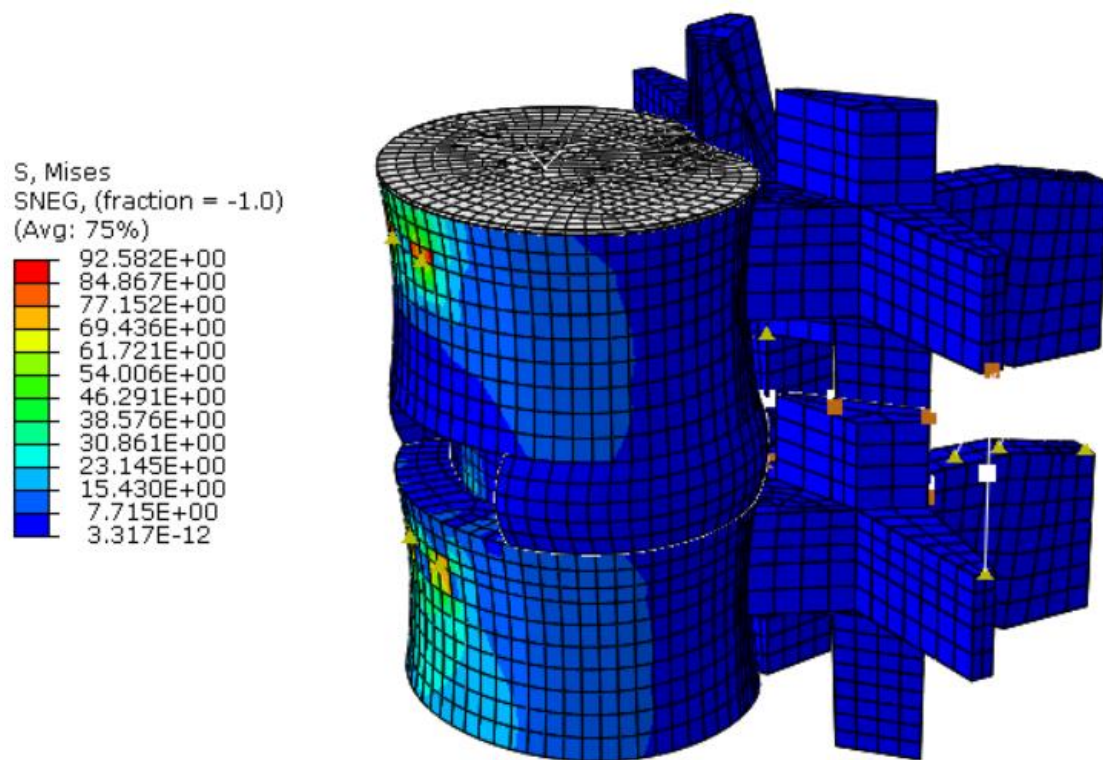


Figura 47: Tensión de Von Mises en el modelo con artrodesis en flexión

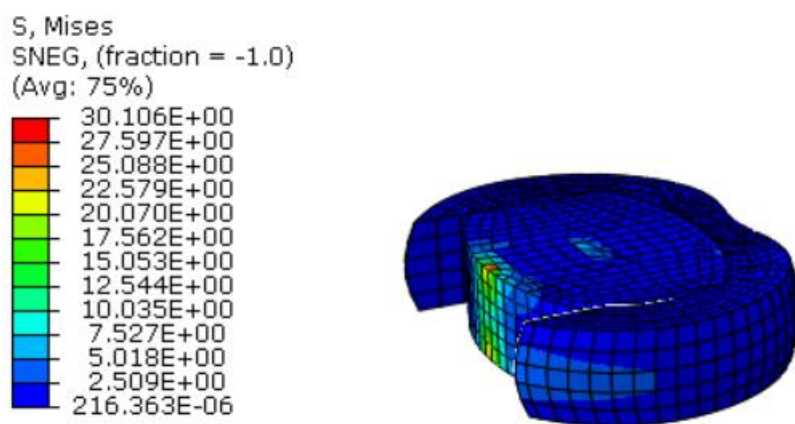


Figura 48: Tensión de Von Mises en la jalua de fusión en flexión

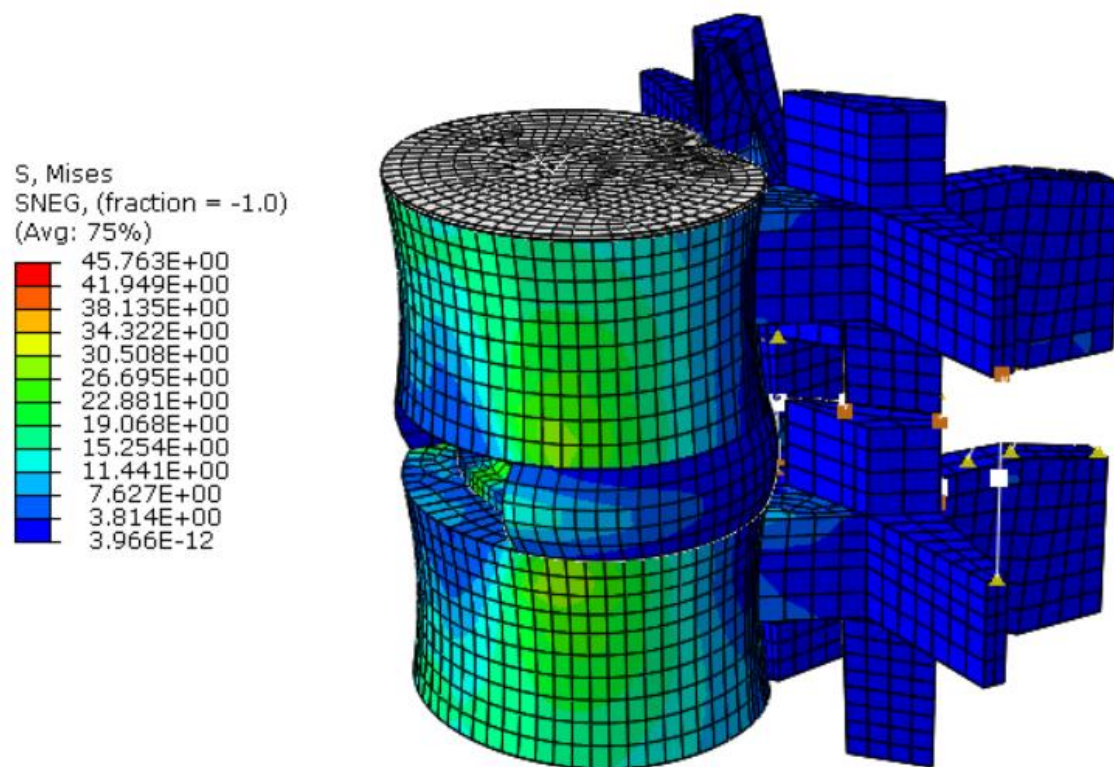


Figura 49: Tensión de Von Mises en el modelo con artroplastia en flexión

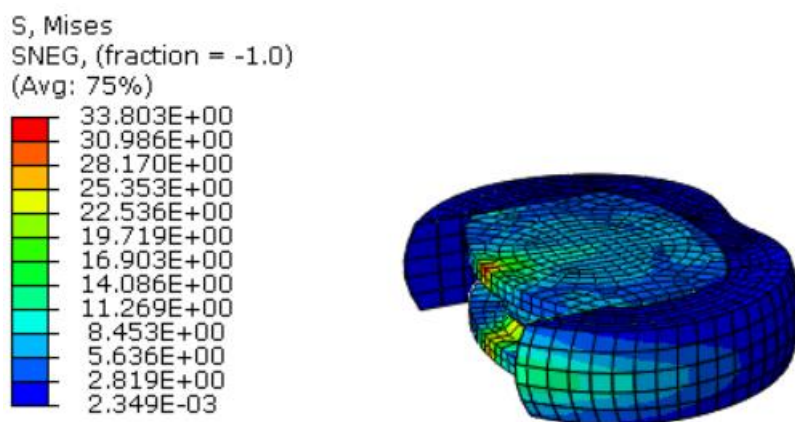


Figura 50: Tensión de Von Mises en el disco artificial en flexión

Desplazamientos

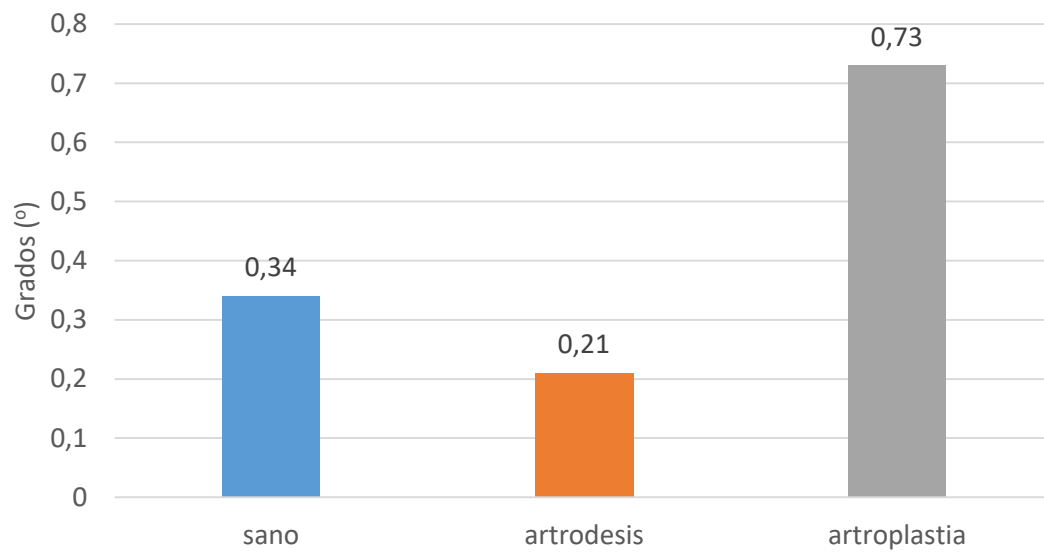


Figura 51: Grados de inclinación en flexión

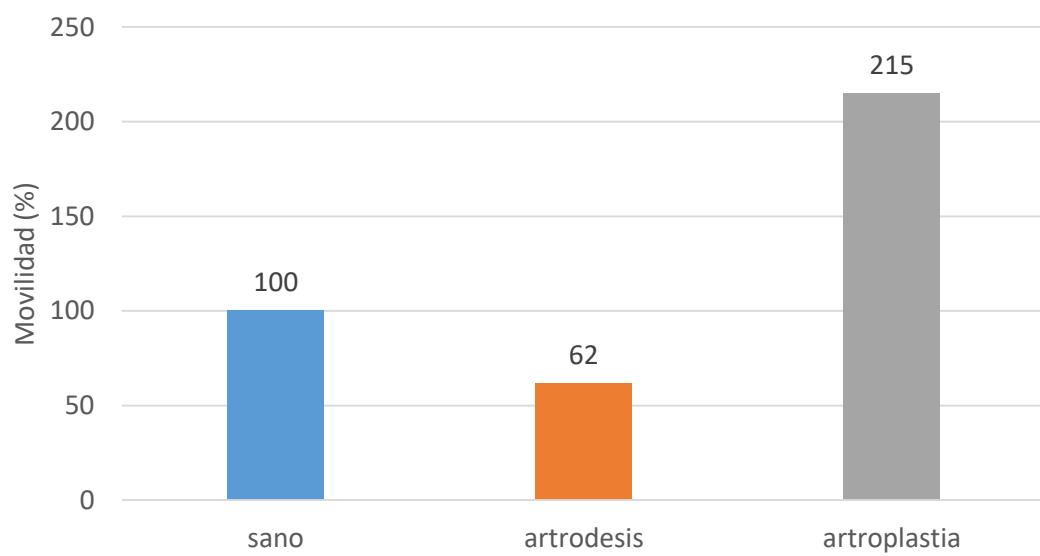


Figura 52: Movilidad en flexión normalizada con el modelo sano

4.2.2 Flexión lateral

Tensiones

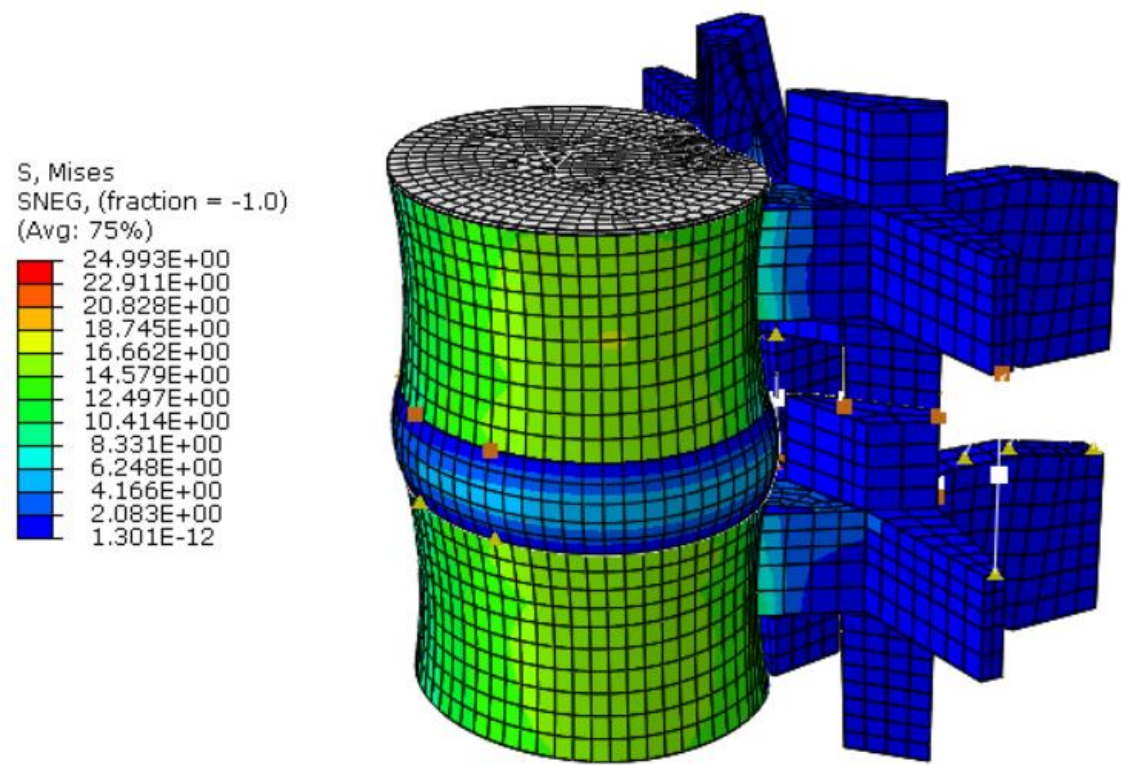


Figura 53: Tensión de Von Mises en el modelo sano en flexión lateral

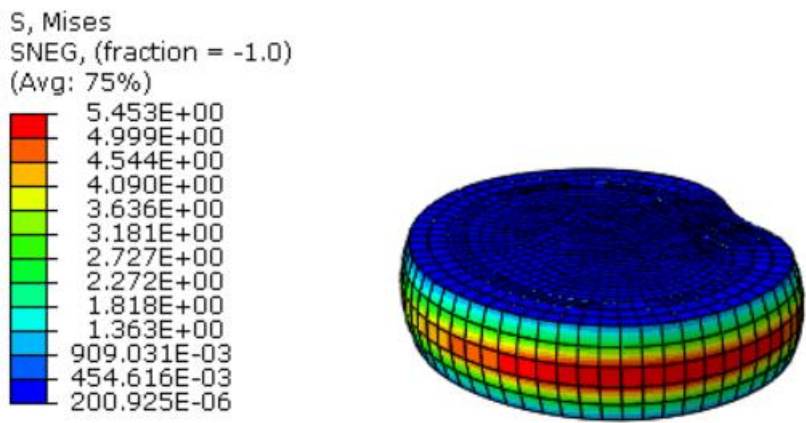


Figura 54: Tensión de Von Mises en el disco sano en flexión lateral

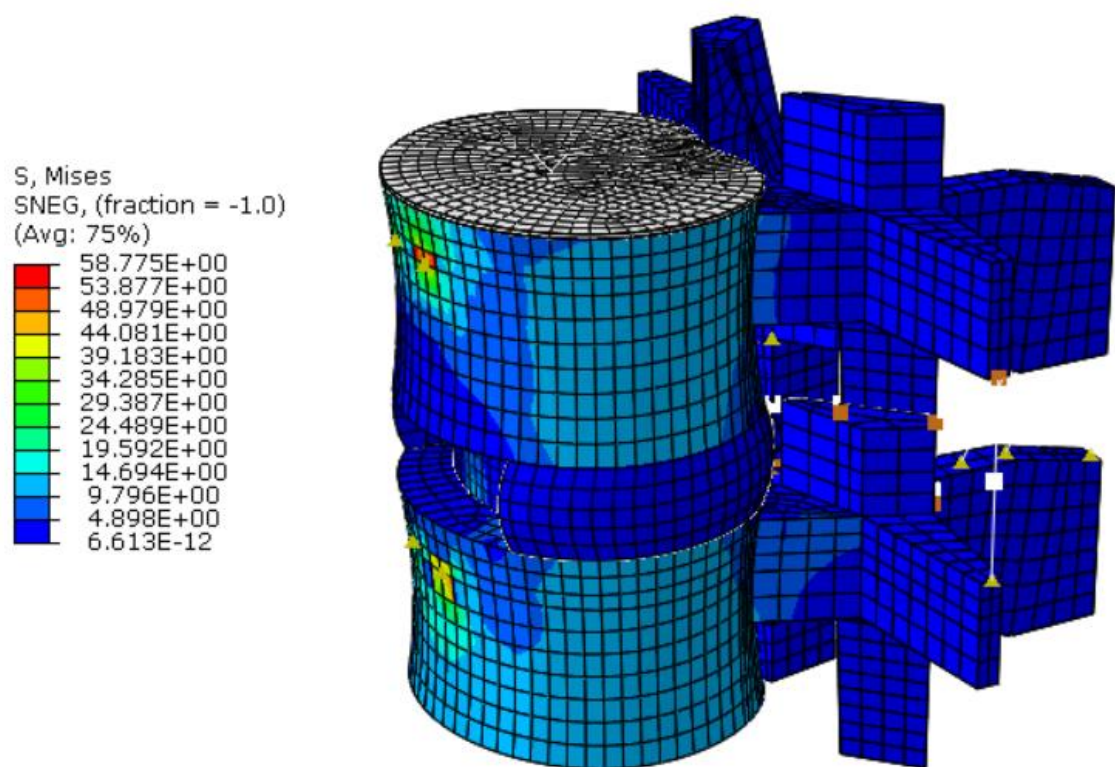


Figura 55: Tensión de Von Mises en el modelo con artrodesis en flexión lateral

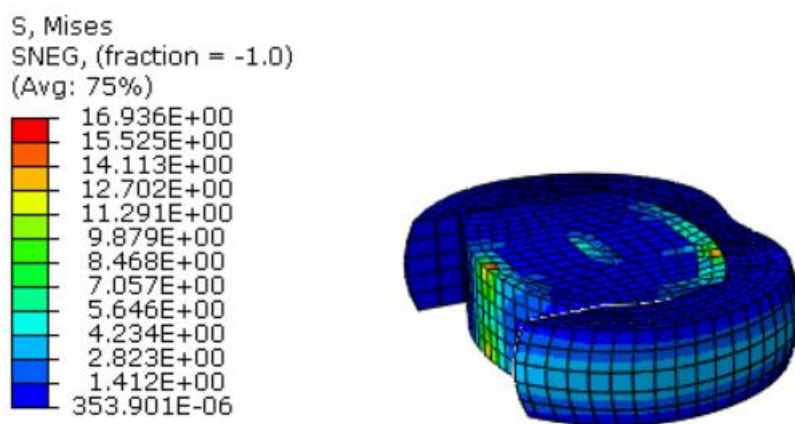


Figura 56: Tensión de Von Mises en la jaula de fusión en flexión lateral

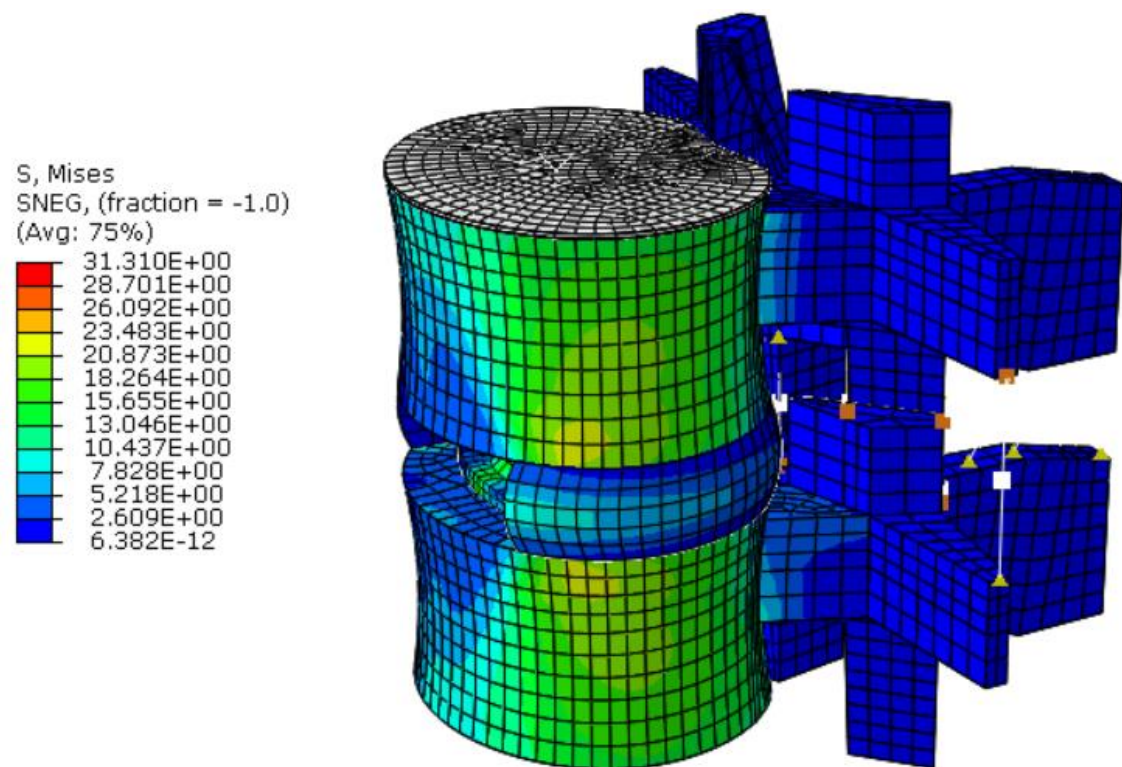


Figura 57: Tensión de Von Mises en el modelo con artroplastia en flexión lateral

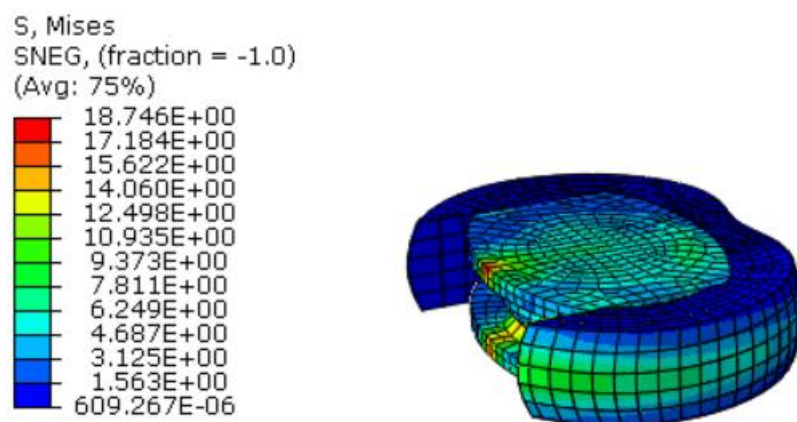


Figura 58: Tensión de Von Mises en el disco artificial en flexión lateral

Desplazamientos

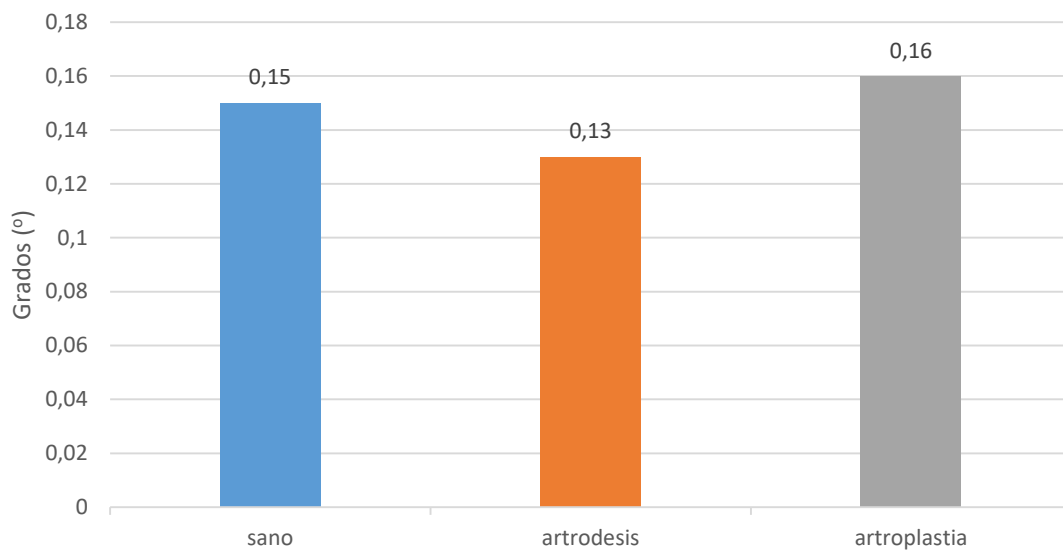


Figura 59: Grados de inclinación en flexión lateral

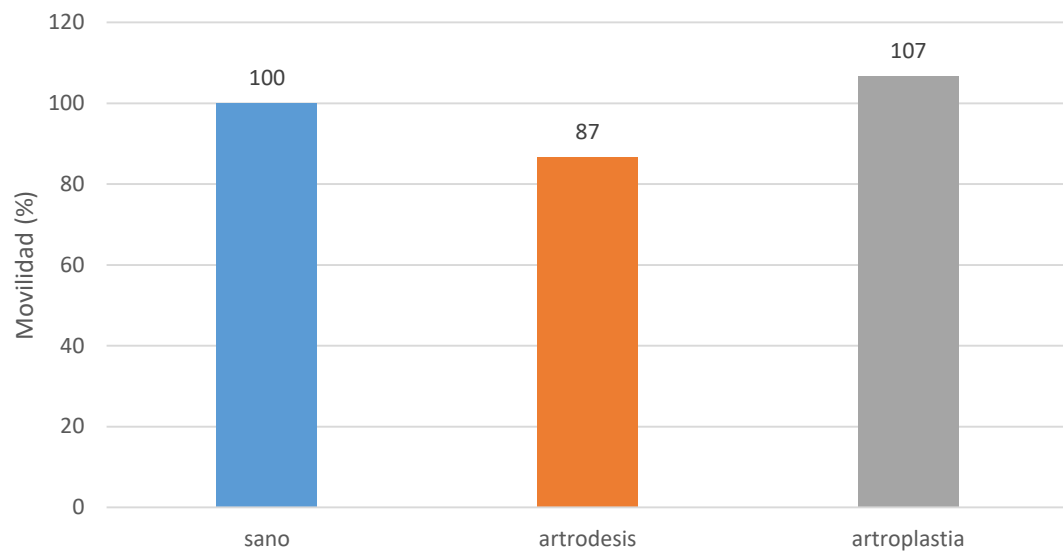


Figura 60: Movilidad en flexión lateral normalizada con el modelo sano

4.2.3 Rotación axial

Tensiones

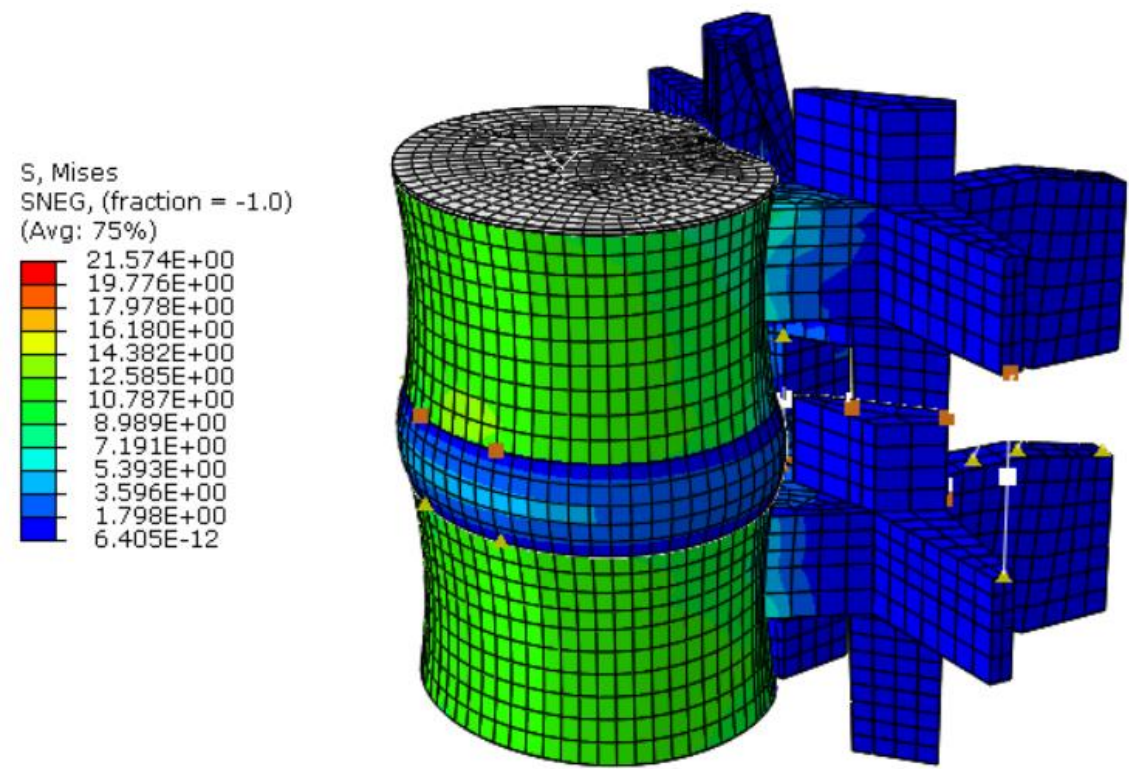


Figura 61: Tensión de Von Mises en el modelo sano en rotación axial

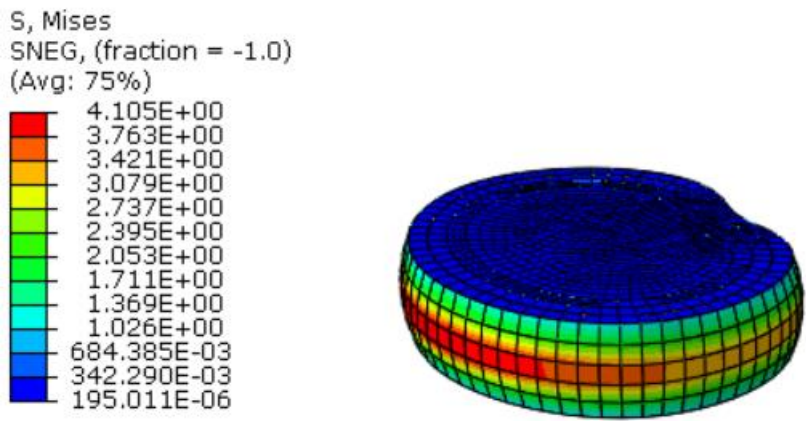


Figura 62: Tensión de Von Mises en el disco sano en rotación axial

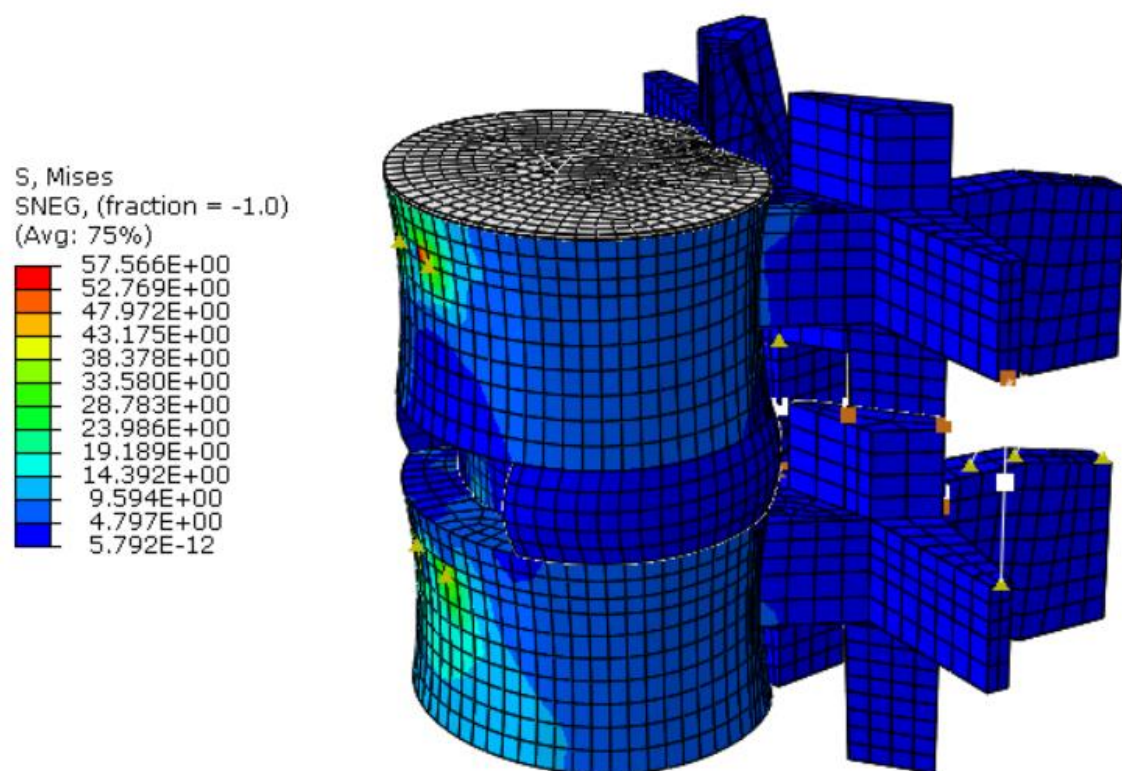


Figura 63: Tensión de Von Mises en el modelo con artrodesis en rotación axial

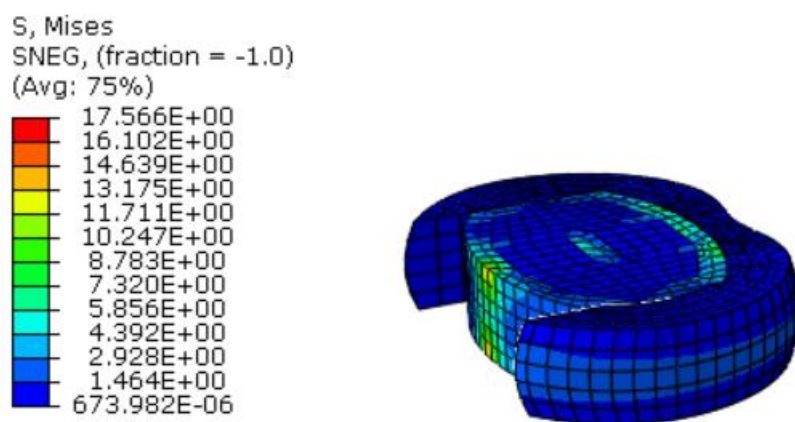


Figura 64: Tensión de Von Mises en la jaula de fusión en rotación axial

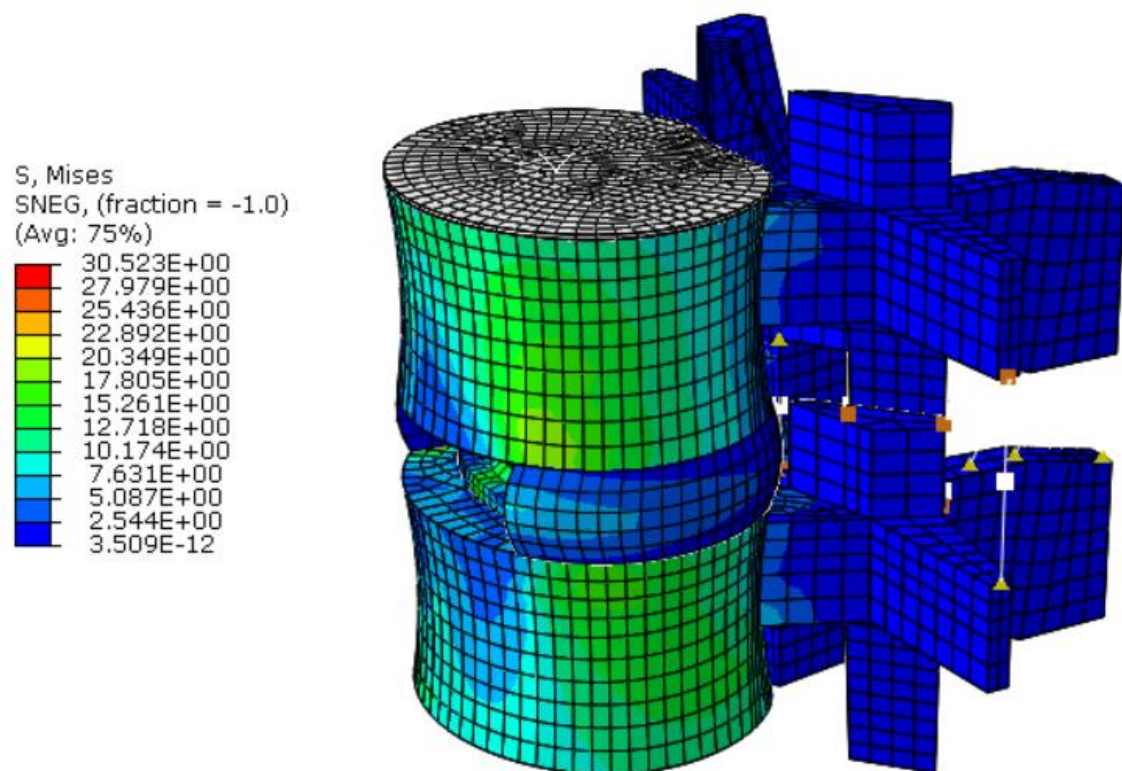


Figura 65: Tensión de Von Mises en el modelo con artroplastia en rotación axial

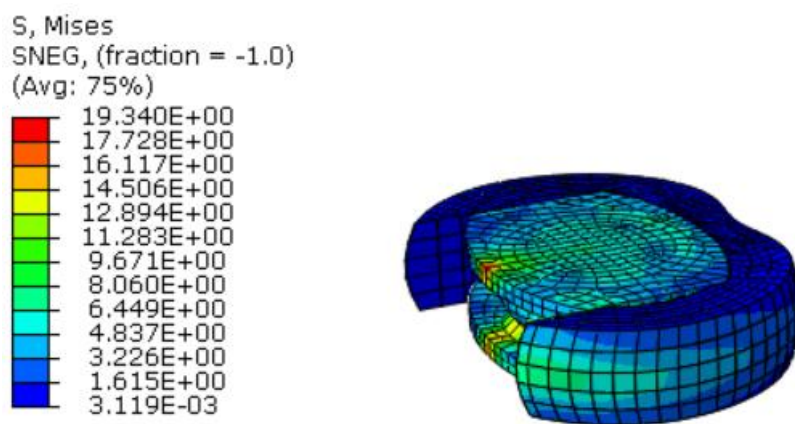


Figura 66: Tensión de Von Mises en el disco artificial en rotación axial

Desplazamientos

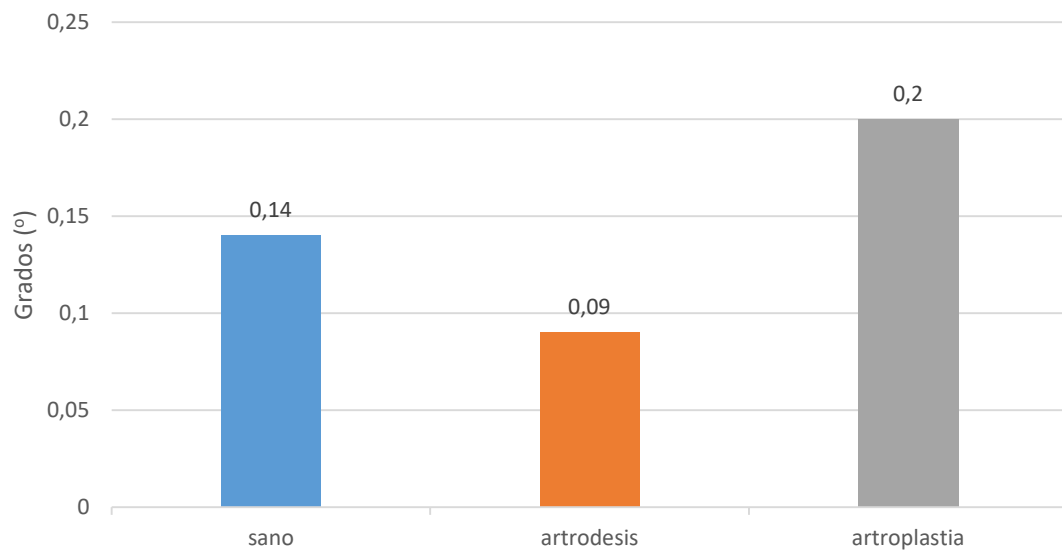


Figura 67: Grados de inclinación en rotación axial

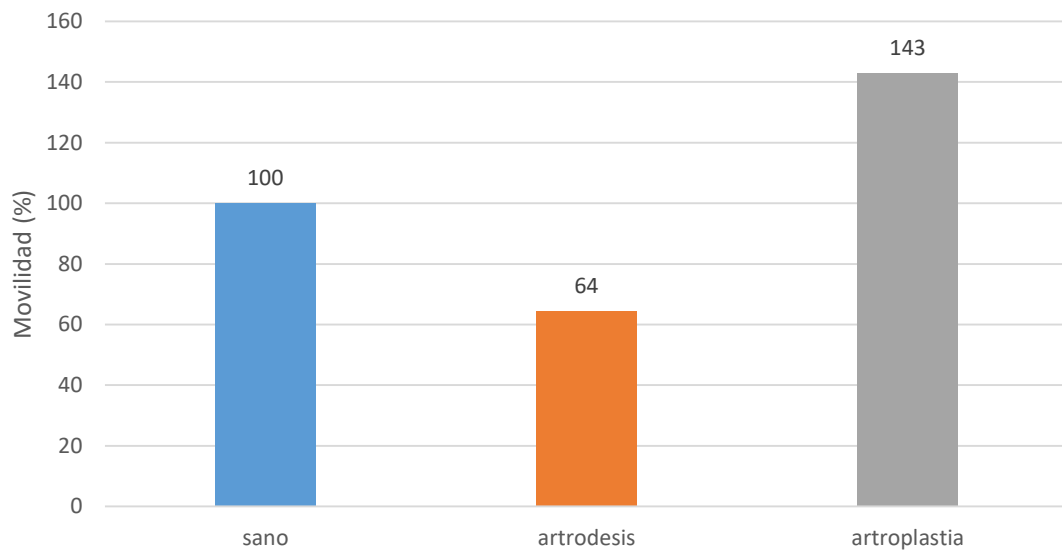


Figura 68: Movilidad en rotación axial normalizada con el modelo sano

CAPÍTULO 5. CONCLUSIONES

Se ha desarrollado un modelo de elementos finitos de un segmento de movimiento lumbar, considerando tres configuraciones del modelo con el fin de analizar y comparar el comportamiento del mismo alterado por tratamientos quirúrgicos de artrodesis y artroplastia en relación con una configuración sana. Se ha evaluado el modelo comparando los resultados calculados en la simulación de la configuración saludable con respecto a datos clínicos.

En el escenario de validación, se ha demostrado que el comportamiento general del modelo sano sigue las mismas tendencias que un segmento lumbar in vivo. Los resultados calculados relativos al ensayo de compresión del segmento se aproximan razonablemente a las condiciones fisiológicas, lo que significa que el modelo desarrollado es válido para el análisis y comparación de la influencia de los tratamientos quirúrgicos considerados en la biomecánica de un segmento lumbar. Por lo que se puede decir que se ha alcanzado el objetivo principal del estudio.

En cuanto a las conclusiones que se pueden sacar en base a los resultados obtenidos en el escenario de estudio:

En materia de tensiones, en el modelo sano se comprueba que los componentes de mayor resistencia son los que soportan la mayor parte de carga. Así sucede con el hueso cortical de la vértebra y las fibras cartilaginosas del anillo del disco. En el modelo tratado con artrodesis y artroplastia, la mayor concentración de tensiones se tiene en la jaula de fusión y el disco artificial respectivamente, concretamente en la parte anterior donde la estabilidad es menor, como consecuencia de haber eliminado esta porción del anillo. Esto es debido a que la superficie de contacto entre los cuerpos de las vértebras y la prótesis correspondiente es menor en esta área, lo que se traduce en un aumento de presión. Sin embargo, en el disco artificial, se observa que las magnitudes son ligeramente superiores a las de la jaula intervertebral. Esto se relaciona con la articulación de rótula que permite la rotación en sus tres grados de libertad, reduciendo la concentración de tensión en las vértebras, y la ausencia de fijación posterior que sí se utiliza en artrodesis. No obstante, la fisiología del disco intervertebral sano reduce la tensión a la que están sometidas las vértebras, lo que no ocurre en el caso de ambas prótesis, al ser de composición más resistente.

En cuanto a los desplazamientos, en comparación con el modelo sano, el modelo tratado con artrodesis muestra una disminución de la movilidad del segmento lumbar (38% en flexión, 13% en flexión lateral y 36% en rotación axial). Además, la fijación posterior restringe el movimiento relativo de las articulaciones facetarias. De esta forma, la combinación de la jaula de fusión con fijación posterior se traduce a efectos prácticos en una unión rígida del complejo articular triple de un segmento sano formado por el disco y las articulaciones facetarias. Por otro lado, en el modelo tratado con artroplastia, se produce un aumento de la movilidad en los grados de libertad analizados (115% en flexión, 7% en flexión lateral y 43% en rotación axial). Esta conclusión es principalmente el resultado de la geometría y del tipo de prótesis utilizado, que permite una movilidad que no está adaptada para el rango de movimiento de todos los grados de libertad de rotación. En ambos casos, la movilidad lateral se ve afectada en menor medida.

Como conclusión general, el modelo implantado con prótesis de jaula de fusión y disco intervertebral presenta alteraciones biomecánicas con respecto al modelo sano que no deben ser pasadas por alto, lo que podría provocar complicaciones en los segmentos de movimiento adyacentes desde riesgos de inestabilidad a degeneración adicional. Esto sugiere que, a pesar de que los tratamientos quirúrgicos, en este caso la artrodesis y artroplastia, resultan efectivos para tratar la degeneración del disco intervertebral en la mayoría de los casos, la influencia que tienen en la alteración de la biomecánica de la columna vertebral debe tenerse en consideración, pues entre los antecedentes traumáticos, nutricionales y genéticos, es una de las causas de la degeneración intensificada de los componentes intervertebrales.

BIBLIOGRAFÍA

- [1] Baroud, G., Nemes, J., Heini, P., Steffen, T., Load shift of the intervertebral disc after a vertebroplasty: a finite element study, *European Spine Journal*, 12, 4, 421-426, 2003
- [2] Bogduk, Nikolai, and Stephen M. Endres. *Clinical Anatomy of the Lumbar Spine and Sacrum*. New York: Elsevier/Churchill Livingstone, 2005.
- [3] Chen, Shih-Hao & Chiang, Ming-Chieh & Lin, Jin-Fu & Lin, Shang-Chih & Hung, Ching-Hua, Biomechanical comparison of three stand-alone lumbar cages - A three-dimensional finite element analysis. *BMC musculoskeletal disorders*, 14, 281. 2013
- [4] Chiang, Ming-Fu & Teng, J.M. & Huang, Chao-Hui & Cheng, Cheng-Kung & Chen, Chen-Sheng & Chang, Ting-Kuo & Chao, S.H., Finite Element Analysis of Cage Subsidence in Cervical Interbody Fusion, *Journal of Medical and Biological Engineering*, 24, 201-208, 2004
- [5] Coombs, Dana & Rao, Milind & Bushelow, Michael & Deacy, James & Laz, Peter & Rullkoetter, Paul, Simulation of Lumbar Spine Biomechanics Using Abaqus, 2019
- [6] Dooris, A.P., Goel, V.K., Grosland, N.M., Gilbertson, L.G., Wilder, D.G., Load sharing between anterior and posterior elements in a lumbar motion segment implanted with an artificial disc, *Spine*, 26, 6, E122-E129, 2001
- [7] Ferguson, Stephen & M A Visser, Judith & Polikeit, Anne, The long-term mechanical integrity of non-reinforced PEEK-OPTIMA polymer for demanding spinal applications: Experimental and finite-element analysis, *European spine journal: official publication of the European Spine Society, the European Spinal Deformity Society, and the European Section of the Cervical Spine Research Society*, 15, 149-56, 2006
- [8] Fritzell, P., Hägg, O., Nordwall, A., Complications in lumbar fusion surgery for chronic low back pain: comparison of three surgical techniques used in a prospective randomized study. A report from the Swedish Lumbar Spine Study Group, *European Spine Journal*, 12, 178-189, 2003
- [9] Goel, V.K., Kong, W., Han, J.S., Weinstein, J.N., Gilbertson L.G., A combined finite element and optimization investigation of lumbar spine mechanics with and without muscles, *Spine*, 18, 11, 1531-1541, 1993
- [10] Goel, V.K., Monroe, B.T., Gilbertson, L.G., Brinckmann, P., Interlaminar shear stresses and laminae separation in a disc, finite element analysis if the L3-L4 motion segment subjected to axial compressive loads, *Spine*, 20, 6, 689-698, 1995
- [11] Gutiérrez Fernández, R., *Estructuras II*, Santiago de Compostela: Reprografía del Noroeste, 2010
- [12] Guyer, R.D., Ohnmeiss, D.D., Intervertebral disc prosthesis, *Spine*, 28, 15S, S15-S23, 2003
- [13] Hanley, E.N., David, S.M., Lumbar arthrodesis for the treatment of back pain, *Journal of Bone and Joint Surgery*, 81-A, 5, 716-730, 1999
- [14] Homminga, J., McCreadie, B.R., Ciarelli, T.E., Weinans, H., Goldstein, S.A., Huiskes, R., Cancellous bone mechanical properties from normals and patients with hip fractures differ on the structure level, not on the bone hard tissue level, *Bone*, 30, 5, 759-764, 2002
- [15] Hukins, D.W.L., Disc structure and function, in: Ghosch, P., *The biology of the intervertebral disc*, 1, CRC Press LLC, Boca Raton, Florida, 1-37, 1988
- [16] Lavaste, F., Skalli, W., Robin, S., Roy-Camille, R., Mazel, C., Threedimensional geometrical and mechanical modeling of the lumbar spine, *Journal of Biomechanics*, 25, 10, 1153-1164, 1992

- [17] Linde, F., Elastic and viscoelastic properties of trabecular bone by a compression testing approach, *Danish Medical Bulletin*, 41, 2, 119-138, 1994
- [18] Long, M., Rack, H.J., Titanium alloys in total joint replacement – a materials science perspective, *Biomaterials*, 19, 1621-1639, 1998
- [19] Madan, S.S., Harley, J.M., Boeree, N.R., Anterior lumbar interbody fusion: does stable anterior fixation matter?, *European Spine Journal*, 12, 186-392, 2003
- [20] McAfee, P.C., Interbody fusion cages in reconstructive operations on the spine, *Journal of Bone and Joint Surgery*, 81-A, 6, 859-880, 1999
- [21] M Duma, Stefan & Kemper, Andrew & M McNeely, David & Brolinson, Per & Matsuoka, Fumio, Biomechanical response of the lumbar spine in dynamic compression, *Biomedical sciences instrumentation*, 42, 476-481, 2006
- [22] Nordin, M., Frankel, V., Anzures, M., & Sánchez Fragoso, F., *Bases biomecánicas del sistema musculoesquelético*, Barcelona: Wolters Kluwer Health/Lippincott Williams & Wilkins, 2013
- [23] Panjabi, M.M., Oxland, T., Takata, K., Goel, V., Duranceau, J., Krag, M., Articular facets of the human spine, quantitative three-dimensional anatomy, *Spine*, 18, 10, 1298-1310, 1993
- [24] Pitzen, T., Geisler, F.H., Matthis, D., Müller-Storz, H., Pederson, K., Steudel, W.I., The influence of cancellous bone density on load sharing in human lumbar spine: a comparison between an intact and a surgically altered motion segment, *European Spine Journal*, 10, 1, 23-29, 2001
- [25] Polikeit, A., Ferguson, S.J., Nolte, L.P., Orr, T.E., Factors influencing stresses in the lumbar spine after the insertion of intervertebral cages: finite element analysis, *European Spine Journal*, 12, 4, 413-420, 2003
- [26] Rao, Milind, Explicit Finite Element Modeling of the Human Lumbar Spine, *Electronic Theses and Dissertations*. 906. 2013
- [27] Rohlmann, Antonius & Pohl, David & Bender, Alwina & Graichen, Friedmar & Dymke, Jörn & Schmidt, Hendrik & Bergmann, Georg., Activities of Everyday Life with High Spinal Loads. *PLoS one*, 9, 2014
- [28] Sharma, M., Langrana, N.A., Rodriguez, J., Modeling of facet articulation as a nonlinear moving contact problem: sensitivity study on lumbar facet response, *Journal of Biomechanical Engineering*, 120, 118-125, 1998
- [29] Sharma, M., Langrana, N.A., Rodriguez, J., Role of ligaments and facets in lumbar spinal stability, *Spine*, 20, 8, 887-900, 1995
- [30] Shirazi-Adl, A., Finite element evaluation of contact loads on facets of an L2/L3 lumbar segment in complex loads, *Spine*, 6, 5, 533-541, 1991
- [31] Shirazi-Adl, A., Nonlinear stress analysis of the whole lumbar spine in torsion – mechanics of facet articulation, *Journal of Biomechanics*, 27, 3, 289-299, 1994
- [32] Shirazi-Adl, S.A., Shrivastava, S.C., Ahmed, A.M., Stress analysis of the lumbar disc-body unit in compression, a three-dimensional nonlinear finite element study, *Spine*, 9, 2, 120-134, 1984
- [33] Silva, M., Keaveny, Y.M., Hayes, W.C., Load sharing between the shell and centrum in the lumbar vertebral body, *Spine*, 22, 2, 140-150, 1997
- [34] Silva, M.J., Wang, C, Keaveny, T.M., Hayes, W.C., Direct and computed tomography thickness measurements of the human, lumbar vertebral shell and endplate, *Bone*, 15, 4, 409-414, 1994

- [35] Smit, T.H., Odgaard, A., Schneider, E., Structure and function of vertebral trabecular bone, *Spine*, 22, 24, 2823-2833, 1997
- [36] Tsouknidas, Alexander & Michailidis, Nikolaos & Savvakis, Savvas & Anagnostidis, Kleovoulos & Bouzakis, Konstantinos-Dionysios & Kapetanios, George. A Finite Element Model Technique to Determine the Mechanical Response of a Lumbar Spine Segment Under Complex Loads. *Journal of applied biomechanics*. 28. 448-456, 2012
- [37] Wilke, H.-J., Neef, P., Caimi, C., Hoogland, T., Claes, L.E., New in vivo measurements of pressure in the intervertebral disc in daily life, *Spine*, 24, 8, 755-762, 1999
- [38] White III, A.A., Panjabi, M.M., *Clinical biomechanics of the spine*, second edition, J.B. Lippincott Company, Philadelphia, 1990

BIBLIOGRAFÍA WEB

ABAQUS, *3dcadportal.com*, <http://www.3dcadportal.com/abaqus-simulia.html>, 2019

Capítulo 12 Disco intervertebral S. Tim Yoon, MD, PhD; Michael D. Smith, MD, *docplayer.es*, <https://docplayer.es/75679220-Capitulo-12-disco-intervertebral-s-tim-yoon-md-phd-michael-d-smith-md.html>, 2019

Hernia de disco, *mayoclinic.org*, <https://www.mayoclinic.org/es-es/diseases-conditions/herniated-disk/symptoms-causes/syc-20354095>, 2019

Rehabilitación y manejo médico del paciente con dolor de espalda, *slideplayer.es*, <https://slideplayer.es/slide/3281868>, 2019

SIMULIA, *3ds.com*, <https://www.3ds.com/products-services/simulia>, 2019

Síndrome de la articulación facetaria, *spineuniverse.com*, <https://www.spineuniverse.com/espanol/dolor-espalda/sindrome-articulacion-facetaria>, 2019

SynCage-LR. Surgical Technique for anterior approach, *depuyssynthes.com*, http://synthes.vo.llnwd.net/o16/LLNWMB8/INT%20Mobile/Synthes%20International/Product%20Support%20Material/legacy_Synthes_PDF/036.000.582.pdf, 2019

SynCage-LR / SynCage PROmotive. Implant and instrument system for anterior lumbar interbody fusion, *depuyssynthes.com*, http://synthes.vo.llnwd.net/o16/LLNWMB8/INT%20Mobile/Synthes%20International/Product%20Support%20Material/legacy_Synthes_PDF/036.000.595.pdf, 2019